



Simulation morpho-fonctionnelle et indices temporels quantifiés de cohérence articulaire. Application à la qualité de mouvements réels et simulés

Delphine Breton

► To cite this version:

Delphine Breton. Simulation morpho-fonctionnelle et indices temporels quantifiés de cohérence articulaire. Application à la qualité de mouvements réels et simulés. Traitement du signal et de l'image [eess.SP]. Télécom Bretagne; Université de Bretagne Occidentale, 2014. Français. NNT: . tel-01217516

HAL Id: tel-01217516

<https://hal.science/tel-01217516>

Submitted on 19 Oct 2015

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Sous le sceau de l'Université européenne de Bretagne

Télécom Bretagne

En habilitation conjointe avec l'Université de Bretagne Occidentale

Ecole Doctorale – sicma

**Simulation morpho-fonctionnelle et indices temporels quantifiés
de cohérence articulaire.**

Application à la qualité de mouvements réels et simulés.

Thèse de Doctorat

Mention : Sciences et Technologies de l'Information et de la Communication (STIC)

Présentée par **Delphine Breton**

Département Image et Traitement de l'Information

Laboratoire de Traitement de l'Information Médicale - INSERM UMR 1101

Date de soutenance : 27 janvier 2014

Jury

Mme Nicola Heigemeister, Professeure à l'ETS Montréal (Examineur)

M. Raphaël Dumas, Directeur de Recherche à IFFSTAR, UCB Lyon 1 (Rapporteur)

M. Frédéric Marin, Professeur à l'UTC Compiègne (Rapporteur)

M. Christian Lefèvre, PUPH à l'UBO - CHU de Brest (Examineur)

M. Olivier Rémy-Néris, PUPH à l'UBO – CHU de Brest (Directeur de thèse)

Mme Valérie Burdin, Professeure à Télécom Bretagne (Encadrante)

Résumé

L'appareil locomoteur humain fait l'objet d'un grand nombre d'études, d'une part pour augmenter la connaissance médicale fondamentale, d'autre part pour obtenir des paramètres morphologiques ou fonctionnels à prendre en compte dans le cadre de routines cliniques de rééducation ou de protocoles de chirurgie naviguée. L'objectif principal de ces travaux de thèse est de mieux décrire et quantifier le comportement des rapports articulaires au cours d'un mouvement. La description a été menée du point de vue de la géométrie des structures osseuses en adoptant le concept morpho-fonctionnel qui unit la morphologie de la surface articulaire à la fonction de l'articulation. Nous avons ainsi proposé une modélisation cinématique originale du mouvement de flexion/extension du genou en nous basant uniquement sur le modèle 3D de l'articulation obtenu par le biais d'imageurs IRM ou Scanner. Cette modélisation repose principalement sur l'hypothèse que le genou ne possède pas un seul axe fixe de rotation passant par les extrémités des condyles mais un axe de rotation qui varie au cours du mouvement. L'approche géométrique est également à la base de notre méthode de quantification des rapports articulaires au cours du mouvement. Ainsi pour rendre compte de la qualité d'un mouvement nous avons effectué une analyse temporelle des positions relatives des os dans l'articulation en regardant plus précisément les distributions temporelles des distances entre les surfaces articulaires. L'ensemble de ces distributions temporelles sont regroupées sur un graphique original appelé Figure de Cohérence Articulaire (FoAC). Afin de quantifier les observations liées à cet outil qualitatif (FoAC) nous l'avons complété par la mise en place d'un deuxième descripteur original l'Indice de Cohérence Articulaire (IoAC). Ces outils sont porteurs d'informations telles que la présence de collision ou de dislocation au cours du mouvement et ont été utilisés aussi bien pour rendre compte de la qualité d'un mouvement articulaire que pour comparer différents protocoles d'acquisitions cinématiques ou différents protocoles chirurgicaux. La description des rapports articulaires ayant été traitée du point de vue de la cinématique, ces travaux pourront être couplés à des modèles dynamiques tenant compte aussi bien des forces extérieures que des contraintes imposées par les muscles et les ligaments.

Summary

The musculoskeletal system is the subject of several studies, on the one hand to increase the basic medical knowledge, on the other hand for morphological or functional parameters to be taken into account as part of routine clinical rehabilitation or protocols of navigated surgery. The main objective of this thesis is to better describe and quantify the behavior of joint reports during a movement. We have decided to describe the joint by the bias of the geometry adopting morpho-functional concept that links the morphology of the joint surface to the function of the joint. We proposed an original kinematic modeling of the movement of flexion/extension of the knee based solely on the 3D model of the joint obtained by CT scan or MRI. This model is based mainly on the assumption that the knee does not have a single fixed axis of rotation passing through the condyles but an axis of rotation which varies during movement . The geometric approach is also the basis of our method to qualify and quantify joint's congruence during movement. Thus to qualify a motion we performed a time analysis of the relative positions of the bones in the joint looking specifically temporal distributions of distance between the articular surfaces . All these temporal distributions are grouped on the original graph called Figure of Articular Coherence (FoAC). To quantify the observations related to this qualitative tool (FoAC) we completed the implementation of a second original descriptor : the Index of articular Articular (IoAC). These tools are information carriers such as the presence of collision or dislocation during movement and were used as well to account for the quality of a joint motion or for comparing different surgery protocols. The description of joint have been treated from the point of view of the kinematic, this work could be coupled with dynamic models taking into account external forces and constraints imposed by muscles and ligaments.

Remerciements

L'ensemble de ce travail a été effectué au Laboratoire de Traitement de l'Information Médicale, dirigé par le professeur Eric Stindel que je remercie pour m'avoir accueilli au sein de sa structure.

Je tiens à remercier Olivier Rémy-Neris, chef de service de rééducation fonctionnelle au CHU de Morvan et directeur de ma thèse pour m'avoir guidé durant ma thèse.

Je remercie particulièrement Valérie Burdin, professeure à Telecom Bretagne, pour m'avoir encadrée, accompagnée et soutenue durant ces années de thèse. Cette thèse doit beaucoup à ses remarques.

Je tiens également à remercier Julien Leboucher pour son aide et son amitié qui ont été si précieuses pour mener à bien ces travaux de thèse.

Mes remerciements vont également aux membres du jury et tout particulièrement aux rapporteurs de ce mémoire : Raphaël Dumas, Directeur de recherche à l'IFFSTAR de Lyon, et Frédéric Marin, Professeur à l'UTC Compiègne. Je suis également reconnaissante envers Christian Lefèvre, PUPH à l'UBO et au CHU de Brest et Nicola Hagemeister, Professeure à l'ETS Montréal d'avoir non seulement assisté à ma soutenance mais également contribué de près à la finalisation de mes travaux.

Je suis également très reconnaissante à l'ensemble des membres du bâtiment 2 Bis pour leur sympathie et leur précieuse amitié, en particulier Jérémy, Christelle, Virginie, Micheline, Joël, Refka.

Je tiens également à remercier toute ma famille, en particulier mes parents et mes sœurs pour m'avoir toujours encouragée dans mes études.

Je remercie énormément Jérôme pour m'avoir soutenue et encouragée durant ces années de thèses.

Enfin je tiens à remercier ma petite Anna qui a pointé le bout de son nez durant ma troisième année de thèse. Ses sourires ont été un moteur pour la finalisation de ces travaux. Je lui dédicace ces travaux.

Table des matières

Chapitre 1 : L'appareil locomoteur humain : de l'anatomie au mouvement

1	Nomenclature et arthrologie du membre inférieur humain	18
1.1	Nomenclature	18
1.1.1	Description des plans, axes et directions anatomiques	18
1.1.2	Classification des articulations	18
1.2	Arthrologie du membre inférieur	21
1.2.1	L'articulation coxo-fémorale	21
1.2.2	L'articulation du genou	22
1.2.3	Articulation de la cheville	24
2	Comparaison des différents systèmes pour l'étude de la cinématique	25
2.1	Critères d'évaluation des différentes méthodes d'analyse de mouvement	26
2.1.1	Palpation de points anatomiques	27
2.1.2	L'utilisation de marqueurs cutanés	27
2.1.3	Utilisation de broches intra-corticales	29
2.1.4	Etudes sur pièces anatomiques	30
2.1.5	Acquisitions par imagerie médicale 3D	30
3	Synthèse	34

Chapitre 2 : Modélisation morpho-fonctionnelle de flexion du genou

1	Etude du mouvement par modélisation : application à l'étude du genou	36
1.1	Modélisation du genou basée sur la morphologie d'une seule structure	36
1.2	Approches basées sur la morphologie du complexe articulaire complet	37
1.2.1	De l'étude de l'articulation fémoro-tibiale dans le plan sagittal vers une modélisation de mouvement	37
1.2.2	Modélisation du mouvement par l'approche des axes hélicoïdaux	39

1.2.3	Approche morpho-fonctionnelle et notion de points de contact	39
1.2.4	Notion de point de contact, polode et développée.....	42
1.3	Synthèse.....	42
2	Description de la modélisation morpho-fonctionnelle proposée.....	43
2.1	Du condyle entier vers la coupe pseudo sagittale de chaque condyle.....	43
2.1.1	Mise en évidence du chemin des points de contact.....	44
2.1.2	Sélection de la coupe pseudo sagittale	44
2.2	Calcul de la développée	45
2.2.1	Description du repère de Frénet	46
2.2.2	Ajustement d'ellipse : description de la méthode.....	47
2.2.3	Détermination des axes de rotation	49
3	Conclusion	49

Chapitre 3 : Comportement de deux surfaces en mouvement relatif : état de l'art

1	Définitions liées à la cohérence articulaire.....	52
2	Position relative de 2 surfaces articulaires : état de l'art	53
2.1	Distances entre les repères osseux	53
2.2	Distance relative entre 2 objets	54
2.3	Carte de courbure	56
2.4	Méthodes générales de détection de collisions au cours d'un mouvement	57
2.4.1	Méthodes basées sur les volumes limitants.....	57
2.4.2	Méthode Hybride.....	58
2.4.3	Découpage ou échantillonnage de l'objet 3D pour la détection de collision.....	59
2.4.4	Utilisation d'une "brosse" d'échantillonnage	59
2.4.5	Mise en place d'une surface de glissement.....	60
3	Présentation de l'indice de cohérence articulaire	61
3.1	Matériel	62
3.1.1	Focus sur l'articulation Gléno-Humérale.....	62
3.1.2	Position de référence.....	62
3.2	Estimateur de Tukey : application à la notion de distance	63
3.3	Estimateur de Tukey : application au nombre de vis-à-vis	63

3.4	Détermination des points de rejet	64
3.5	Applications.....	65
3.5.1	Tests sur des surfaces synthétiques.....	65
3.5.2	Applications au mouvement scapulo-humérale.....	68
3.6	Application au mouvement huméro-ulnaire	69
3.6.1	Rappels d'anatomie de l'articulation huméro-ulnaire	69
3.6.2	Description des simulations de mouvements	70
4	Synthèse générale.....	72

Chapitre 4 : Quantification de la cohérence articulaire : de l'indice de cohérence aux FoAC et IoAC

1	Introduction	74
2	Les histogrammes de distance.....	74
2.1	Ajustement d'une densité de probabilité sur l'histogramme	76
2.1.1	Ajustement au sens des moindres carrés	76
3	Vers une signature de chaque articulation.....	78
4	Ajustement : utilisation de tests statistiques	80
4.1	Test de kolmogorov Smirnov	80
4.1.1	Description	80
4.1.2	Test sur l'articulation huméro-ulnaire	81
4.2	Test de Cramér-von Mises	81
4.2.1	Description	81
4.2.2	Test sur l'articulation huméro_ulnaire.....	82
4.3	Utilisation du système de Pearson	82
4.3.1	Description	82
4.3.2	Tests	83
4.3.3	Discussion	86
5	Figure de Cohérence Articulaire FoAC	86
5.1	Tests sur les données synthétiques.....	87
5.2	Tests sur les données huméro-ulnaires	87
5.3	Discussion	88

6	Indice de Cohérence Articulaire IoAC.....	89
6.1	Coefficient de corrélation de Pearson	89
6.2	Distance de Hausdorff	90
7	Synthèse	92

Chapitre 5 : Expérimentations et résultats

1	Introduction	94
2	Validation de l'hypothèse de cohérence articulaire	95
2.1	Protocole expérimental	95
2.1.1	Segmentation des données	96
2.1.2	Utilisation d'un algorithme de recalage simultané multi-objets	97
2.2	Résultats	98
3	Application des indices à la comparaison de chirurgie de reconstruction du LCA.	99
3.1	Protocole expérimental	99
3.2	Résultats	100
4	Robustesse de la modélisation morpho-fonctionnelle proposée.....	101
4.1	Validation du choix des deux coupes sagittales	101
4.1.1	Influence d'une translation de la coupe.....	102
4.1.2	Influence d'une rotation de la coupe	103
4.1.3	Conclusion	104
4.2	Influence d'une diminution du nombre de sommets sur la cinématique	105
5	Application à l'analyse de mouvements simulés : comparaison entre l'axe Bicondyalaire et l'axe mobile de flexion du genou.....	106
6	Modélisation morpho-fonctionnelle vs cinématique réelle et pseudo-cinématique	109
6.1	Validité de la simulation : comparaison à une cinématique réelle enregistrée.....	109
6.2	Validation de la modélisation – Comparaison à une pseudo-cinématique réelle.....	110
7	Conclusion	111

Conclusion.....	115
-----------------	-----

Bibliographie.....	118
--------------------	-----

Table des illustrations

Figure 1 : Représentation synoviale des articulations vsmodélisation géométrique des articulations	15
Figure 2 Définitions des axes et des plans anatomiques (Web a 2013)	18
Figure 3 : Qualificatifs d'orientation dans le système de référence en anatomie. (Web b 2013)	18
Figure 4 : Atlas de classification des articulations (Allaire et al. 2007)	21
Figure 5 : Articulation coxo-fémorale. En vert l'acetabulum, en gris, la tête fémorale. (Web c 2013)	22
Figure 6 : Arthrologie du genou (Web d 2013)	22
Figure 7 : Mouvement de latéralité en fonction de la position du genou (Castaing et Burdin 1975)	23
Figure 8 : Déviations latérales du genou	23
Figure 9 : Amplitude de la flexion en fonction de la position de la hanche (Castaing et Burdin 1975)	24
Figure 10 : Articulation talo-crurale	25
Figure 11 : Vue latérale de l'articulation sous-talienne	25
Figure 12 : Laboratoire d'analyse de mouvements du service de rééducation fonctionnelle de Brest. Utilisation du système VICON et de marqueurs optiques passifs.	27
Figure 13 : Exemple de coupe d'un volume d'articulation gléno-humérale acquis par IRM et son volume associé après segmentation 3D	31
Figure 14 : Radiographie face et profil obtenue à partir du système EOS (www.eos.com)	32
Figure 15 : Classification des différentes modalités d'acquisition du mouvement	32
Figure 16 : Axe Bicondylaire clinique	36
Figure 17 Description de la développée (Klein)	38
Figure 18 : Contour de Gauge représentant la courbure sagittale du condyle médial (M) et latéral (L) (Röstellund 1989)	38
Figure 19 Représentation des comportements arthrocinématiques extrêmes du genou (Klein)	40
Figure 20 : Relation entre la morphologie et la fonctionnalité d'une articulation	40
Figure 21 : Vue latérale de l'articulation sous-talienne et radiographie d'une cheville ayant subi une arthrodèse sous astragalienne	41
Figure 26 : Coupe frontale d'un arthroscanner de cheville normale	41
Figure 27 : Coupes frontales et sagittales d'une cheville ayant subi une arthrodèse sous astragalienne	41
Figure 24 : illustration du cercle osculateur	42
Figure 25 : Extraction de la courbe de contact ou chemin des points de contact	43
Figure 26 : Diagramme de Flux de la méthode d'extraction des axes de rotation du genou à partir d'une seule acquisition scanner	44
Figure 27 : Détermination de l'orientation principal du condyle latéral par ajuste robuste de quadrique.	45
Figure 28 : Ajustement d'un plan sur le plateau tibiale	45
Figure 29 : Sélection de la coupe pseudo-sagittal	45
Figure 30 : Diagramme de flux du calcul de la développée	45
Figure 31 : Sélection de la partie postérieure du condyle	46
Figure 32 : Repère de Frenet (wiki 13)	46
Figure 33 : Ajustement de l'ellipse sur la portion du condyle (en vert) dans le plan de coupe	48

Figure 34 : Développée théorique (Klein) et calculée dans le plan de coupe grâce aux formules de Frenet.....	49
Figure 35 : Axes de rotation successifs entre le tibia et le fémur.....	49
Figure 36 : Articulations de hanche en position physiologique ou cohérente (à gauche) et non physiologique ou non cohérente (à droite)	52
Figure 37 : Articulation Fémoro-Tibiale avec en rose le fémur et en bleu le tibia	53
Figure 38 : les trois repères osseux du coude, l'épitrachée, l'épicondyle et la pointe de l'olécrane ..	53
Figure 39 : Illustration de la distance de séparation.....	54
Figure 40 : Calcul de la distance de Hausdorff (Aspert 2002)	54
Figure 41 : Description des 2 cas possibles	55
Figure 42 : Illustration de la distance de pénétration.....	56
Figure 43 : Exemple d'une carte de distance pour l'articulation huméro-ulnaire.....	56
Figure 44 : Carte de courbure gaussienne d'un tore	56
Figure 45 : Etape successive de décomposition d'un objet en sous volume (Bismi 2001)	57
Figure 46 : Exemple de décomposition en sphère d'un objet 3D.....	58
Figure 47 : Exemple de AABB	58
Figure 48 : Exemple de OBB	58
Figure 49 : Collisions multiples entre 2 vases (Xiao 2006)	59
Figure 50 : Découpage cylindrique d'un objet fixe (Arbabi 2009)	59
Figure 51 : Découpage radiale (Arbabi 2009,2010)	59
Figure 52 : Exemple de chevauchement entre 2 surfaces articulaires et détermination du point de contact. La ligne rouge représente le plateau tibial, la ligne noire représente le fémur [WOL08]......	60
Figure 53 : Chemin des points de contact sur le tibia et sur le fémur [WOL08]	60
Figure 54 : Définition de la surface de glissement (Van de Giessen 2009)	61
Figure 55 : Articulation gléno-humérale	62
Figure 56 : Description de processus d'appariements des points pour le calcul des distances (Schwartz 2011)	63
Figure 57 : Scénarios de mise en correspondance de 2 surfaces articulaires.....	64
Figure 58 : Rotation Axe z	65
Figure 59 : Schémas des différentes simulations de mouvement entre 2 demi-sphères.....	65
Figure 60 : Evolution de l'indice de cohérence pour les 3 simulations.....	66
Figure 61 : Décomposition de l'indice sur le mouvement de rotation et sur le mouvement de translation de 2 cm	66
Figure 62 : Positions extrêmes des mouvements de translation de 2 (à gauche) et 4 cm (à droite)	66
Figure 63 : Décomposition de l'indice sur le mouvement de translation de 4 cm	67
Figure 64 : Décomposition de l'indice sur le mouvement de translation de 4 cm R_D fixé à 50mm.....	67
Figure 65 : Influence d'une surestimation du point de rejet.....	68
Figure 66 : Evolution de l'indice pour 3 mouvements entre l'humérus et la scapula	68
Figure 67 : Influence d'une diminution de la résolution sur l'indice de cohérence	69
Figure 68: Anatomie de l'articulation huméro-ulnaire	70
Figure 69 : Illustration de l'axe corrigé en orange	70
Figure 70: Axe Morpho-fonctionnel	71

Figure 71: Indice de cohérence pour les 5 sujets, rotation autour de l'axe morphofonctionnel (gauche) et de l'axe Bicondyloire corrigé (droite)	71
Figure 72: Tableau récapitulatif du nombre de classes	75
Figure 73: Calculs du nombre de classe de l'histogramme des distances pour l'articulation humérale	75
Figure 74:Table des lois testées.....	76
Figure 75: Exemple d'ajustement de densité de probabilité sur l'histogramme de la position de référence : application à l'articulation huméro-ulnaire.....	76
Figure 76:résultats obtenus par ajustement au sens des moindres carrés pour les 5 sujets	77
Figure 77: Rotation de la grande cavité ulnaire autour de l'axe morpho-fonctionnel (gauche) et autour de l'axe transépicondyloire corrigé (droite).....	77
Figure 78 : Illustration du test de Kolmogorov-Smirnov.....	80
Figure 79 : Résultats du test de Kolmogorov-Smirnov pour un sujet	81
Figure 80 : Histogramme pour l'instant de référence (haut gauche), à la moitié du mouvement (haut droite), en fin de mouvement (bas gauche) et diagramme de Pearson pour le mouvement de <i>rotation collision</i> entre les 2 demi-sphères.	84
Figure 81: Histogramme pour l'instant de référence (haut gauche), à la moitié du mouvement (haut droite), en fin de mouvement (bas gauche) et diagramme de Pearson pour le mouvement de <i>translation</i> entre les 2 demi-sphères.....	84
Figure 82: Diagrammes de Pearson des mouvements de flexion autour de l'axe morpho-fonctionnel à gauche et autour de l'axe corrigé à droite.	85
Figure 83: Diagramme de Pearson : comparaison des 3 axes.....	85
Figure 84: Evolution des fonctions de répartition au cours du mouvement de translation (gauche) et de rotation collision (droite)	87
Figure 85: Evolution des fonctions de répartition au cours du mouvement de flexion du coude autour de l'axe morpho-fonctionnel (gauche) et de l'axe corrigé (droite)	87
Figure 86: Fonctions de répartition empiriques des positions de référence des 9 sujets	88
Figure 87 : Tableau de classement du coefficient de corrélation.....	89
Figure 88 : QQplot pour l'axe fonctionnel et l'axe corrigé	90
Figure 89 : Coefficients de Pearson au cours du mouvement.....	90
Figure 90 : distance de Hausdorff entre les Fonctions	91
Figure 91: FoAC : Evolution des fonctions de répartitions au cours du mouvement de translation (gauche) et de rotation collision (droite)	92
Figure 92 : IoAC (gauche) et indice de Schwartz (droite) pour les simulations de translation et de rotation collision.....	92
Figure 93 : Acquisition scanner d'une pièce anatomique	95
Figure 94 : Description des 3 positions du fémur sur la planche pour les acquisitions CT	96
Figure 95 : coupe de l'articulation fémoro-tibiale à segmenter.....	97
Figure 96 : Calage du masque (en bleu transparent) sur l'un des volumes à segmenter	97
Figure 97 : Création du volume en super résolution (Cresson 2005).	98
Figure 98 : Segmentation des positions extrêmes.....	98
Figure 99 : Segmentation des 10 acquisitions. Superposition des FR de chaque acquisition.....	98
Figure 100 : Capteur fixé dans l'os.....	99

Figure 101 : Comparaison entre la cinématique intacte (gauche) et après résection du LCA (droite)	100
Figure 102 : Evolution de l'loAC au cours d'une extension du genou après chaque reconstruction ..	101
Figure 103 : Influence du décalage des coupes	102
Figure 104 : Translation de 1 mm	102
Figure 105 : Translation de 5 mm	103
Figure 106 : FoAC coupe centrale (gauche), translations 1mm externe (milieu) et 5mm externe (droite)	103
Figure 107 : Rotations de 5 et 10°	104
Figure 108 : FoAC coupe centrale (gauche), rotation 5° externe (milieu) et 10° externe (droite)	104
Figure 109 : Dégradation du nombre de facettes des surfaces articulaires originales (haut gauche), de 90% (bas gauche) et 99% (bas droite).....	105
Figure 110 : IoAC(t) pour les 3 simulations	106
Figure 111 : FoAC des simulations autour de l'axe Bicondylaire (gauche) et mobile (droite) pour les 5 sujets.....	107
Figure 112 : IoAC(t) des simulations autour de l'axe Bicondylaire (gauche) et mobile (droite) pour les 5 sujets	108
Figure 113 : Comparaison entre la modélisation et les cinématiques enregistrées pour 3 sujets.....	109
Figure 114 : Segmentation des 10 acquisitions. FoAC de la flexion simulée et superposition des FR de chaque acquisition	110
Figure 115 : Tibias issus des segmentations (multicolores) et position des tibias issus de la simulation	110

Introduction

L'appareil locomoteur humain fait l'objet d'un grand nombre d'études, d'une part pour augmenter la connaissance médicale fondamentale, d'autre part pour obtenir des paramètres morphologiques ou fonctionnels à prendre en compte dans le cadre de routines cliniques de rééducation ou de protocoles de chirurgie naviguée. Un élément important pour comprendre le fonctionnement des articulations saines ou pathologiques, est la connaissance de la position et l'orientation des structures osseuses au cours d'un mouvement. Des informations sur les structures osseuses sont donc nécessaires pour répondre au mieux à cette problématique. Actuellement, différents capteurs permettent l'estimation : les systèmes d'acquisition dédiés à l'étude de la cinématique comme les systèmes magnétiques (Fastrack), optiques (VICON), ou bien dédiés à l'étude de la morphologie 3D (CT, IRM). Aucun capteur actuel n'est optimisé à la fois pour la cinématique et l'anatomie des segments en mouvement si on excepte l'utilisation de broches intra-corticales extrêmement invasives et interdites en France, qui donnent cependant une fiabilité d'estimation de la position temporelle de ces structures (McClure 2001, Alexander 2001). Pour les mouvements de la vie quotidienne (marche, sport, préhension,...) les systèmes cinématiques sont nécessaires. Ils utilisent des marqueurs externes cutanés pour estimer le mouvement des os sous-jacents mais la relation entre les positions de ces marqueurs et celles des os n'est pas directe à cause des artefacts dus aux mouvements relatifs de la peau et des tissus mous par rapport aux structures osseuses (Della 2005). Ainsi de nombreuses méthodes de correction existent dans la littérature et sont basées, soit sur des considérations cinématiques (Chèze 1995, Söderkvist 1993), soit sur des considérations géométriques (van de Giessen 2009, Arbabi 2009), soit sur un multi-recalage 3D (Jacq 2008, Jacq 2010) ou 2D/3D (Zollei 2001, Jerbi 2012) prenant en compte des données d'imagerie. La première contribution de ces travaux de thèse est de savoir s'il est possible de rendre compte de la qualité d'une estimation de mouvement par des indices temporels quantifiés de cohérence articulaire. En effet, la notion de cohérence articulaire semble au cœur de la problématique. Elle généralise la notion de congruence utilisée pour l'articulation de la hanche ou du coude. Des outils porteurs d'informations telles que la présence de collision ou de dislocation au cours du mouvement estimé permettrait de valider des méthodes de correction mais aussi de comparer différents protocoles d'acquisitions cinématiques ou différents protocoles chirurgicaux restituant une fonctionnalité. L'estimation de mouvements concernant essentiellement les segments des membres supérieurs ou inférieurs, les articulations étudiées dans ces travaux concernent l'épaule, le coude, la hanche avec un focus plus important sur l'articulation du genou. Comme

alternative à une capture du mouvement, nous proposons dans ces travaux une modélisation morpho-fonctionnelle du genou afin **de simuler** le mouvement entre 2 surfaces articulaires en vis-à-vis. L'approche morpho-fonctionnelle consiste à lier la forme de l'articulation à sa fonction. En effet, il existe une relation bidirectionnelle entre ces 2 notions. D'une part, la forme d'une articulation contraint fortement son mouvement, d'autre part, les mouvements entre segments donnent une conformation spécifique aux surfaces articulaires et maintiennent cette forme dans la durée. Par exemple, les mouvements du fœtus sont indispensables pour le bon développement des articulations (Feduccia 1991). C'est ainsi qu'un mouvement répété, anormal ou absent aura une influence à plus ou moins long terme sur la forme des articulations. Intégrer cette connaissance morphologique dépend fortement du type de l'articulation étudiée. La forme de l'articulation coxo-fémorale, articulation dite à centre, se modélise assez fidèlement par un ellipsoïde voir une sphère. Lorsque nous sommes face à des articulations disposant d'un axe de rotation, comme cela est le cas pour l'articulation huméro-ulnaire, un modèle mathématique de type hyperboloïde donne de bons résultats par rapport à l'axe anatomique palpé entre les épicondyles par exemple. Ces représentations géométriques sont à mettre en parallèle avec les représentations synoviales des articulations du corps humain (Allaire 2007)(voir figure 1).

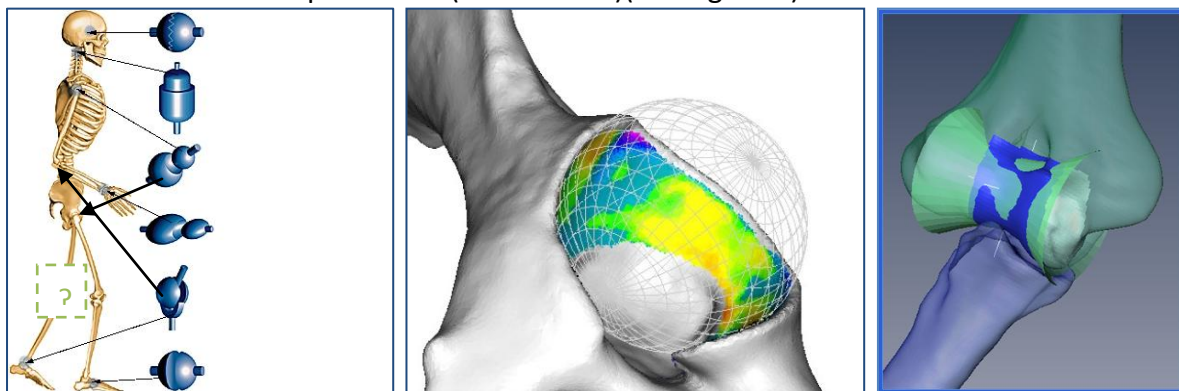


Figure 1 : Représentation synoviale des articulations vs modélisation géométrique des articulations

Nos travaux se sont focalisés sur le cas de l'articulation fémoro-tibiale qui est plus difficile à traiter. Cette articulation bi-condylaire ne dispose en effet d'aucune correspondance avec une représentation synoviale et ces travaux proposent une approche morpho-fonctionnelle originale pour modéliser la flexion de genou.

Voici donc en synthèse, les deux questions auxquelles ce travail tente d'apporter des réponses :

- Est-il possible de rendre compte de la qualité d'un mouvement (estimé ou simulé) par des indices temporels quantifiés de cohérence articulaire ?
- Comme alternative aux techniques d'estimation de mouvement, est-il possible de simuler le mouvement de flexion du genou en prenant uniquement en compte l'anatomie des surfaces et le lien morpho-fonctionnel ?

La structure du document est la suivante. Dans le premier chapitre nous ferons des rappels d'anatomies sur l'appareil locomoteur humain en insistant plus spécifiquement sur l'articulation fémoro-tibiale. De plus, nous classerons, selon plusieurs critères, les différentes

modalités d'imagerie qui se sont offertes à nous pour bien comprendre l'intérêt de mutualiser les informations anatomiques et fonctionnelles grâce à leur complémentarité.

Le deuxième chapitre est consacré à la description de notre modélisation originale morpho-fonctionnelle basée sur l'extraction des données cinématiques à partir d'une seule acquisition scanner. Avant de détailler les différentes étapes de cette modélisation, nous nous sommes intéressés aux méthodes proposées dans la littérature pour décrire la cinématique du genou.

Le troisième chapitre regroupe un état de l'art des méthodes quantifiant la cohérence articulaire. Cet état de l'art présente en particulier un précédent outil développé au laboratoire. Les tests que nous avons effectués avec ce premier indice de cohérence articulaire nous ont permis d'en comprendre les limites et de mieux cibler nos attentes relatives à la mise en place d'indices pour qualifier et quantifier la cohérence articulaire, en particulier :

- la prise en compte de la géométrie de la surface articulaire
- la qualification du problème de cohérence (dislocation, collision)

Le quatrième chapitre de ce manuscrit est entièrement consacré à la description des deux indices proposés : la Figure de Cohérence Articulaire, appelé *FoAC* et notre Indice de Cohérence Articulaire, appelé *IoAC*.

Le cinquième chapitre regroupe l'ensemble des expérimentations ayant permis de valider nos travaux. En particulier la cinématique de flexion de genou simulée à partir d'une seule acquisition sera comparée à une cinématique réelle à l'aide des indices que nous avons développés. Cette cinématique réelle sera obtenue par marqueurs (courbes de mouvement) ou par acquisitions morphologiques (CT) de positions successives (pseudo-cinématiques) au cours du mouvement.

Enfin une application concernant la comparaison de chirurgie de reconstruction du Ligament Croisé Antérieur (LCA) utilisant les outils développés, montrera leur pertinence avant de conclure ces travaux.

Chapitre 1

L'appareil locomoteur humain : de l'anatomie au mouvement

Sommaire

1	Nomenclature et arthrologie du membre inférieur humain	18
1.1	Nomenclature	18
1.2	Arthrologie du membre inférieur	21
2	Comparaison des différents systèmes pour l'étude de la cinématique	25
3	Synthèse	34

1 Nomenclature et arthrologie du membre inférieur humain

Ces rappels d'anatomie s'inspirent largement des ouvrages d'anatomie (Kapandji 2009) et des manuels universitaires. Afin de décrire la position ou le mouvement d'une articulation, une nomenclature (figure 2 et 3) a été mise en place en médecine. Cette nomenclature est également utilisée en biomécanique.

1.1 Nomenclature

1.1.1 Description des plans, axes et directions anatomiques

Les 3 principaux plans de l'anatomie sont :

- le plan sagittal (ou médian) qui sépare les parties droite et gauche du corps,
- le plan frontal (ou coronal) qui sépare les parties avant et arrière du corps,
- le plan transversal (ou axial) qui sépare les parties haute et basse du corps.

Les 3 principaux axes anatomiques sont :

- l'axe vertical qui est longitudinal au corps,
- l'axe transverse qui est l'axe horizontal allant de gauche à droite,
- l'axe sagittal qui est l'axe horizontal allant de l'arrière vers l'avant.

Les 3 principales directions sont :

- la direction proximo-distale qui part de la racine d'un membre vers son extrémité,
- la direction médio-latérale qui part du centre du corps vers l'extérieur dans le plan frontal,
- la direction antéro-postérieur qui part de l'avant du corps vers l'arrière.

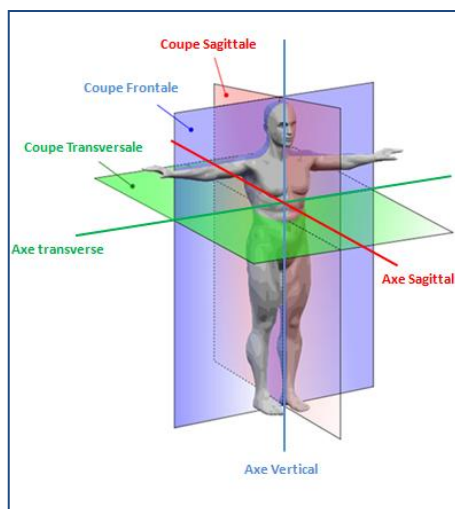


Figure 2 Définitions des axes et des plans anatomiques (Web a 2013)

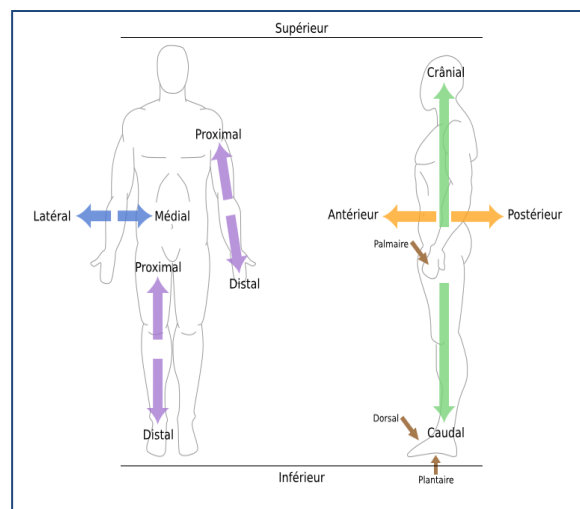
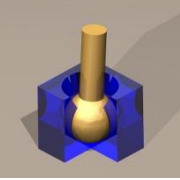
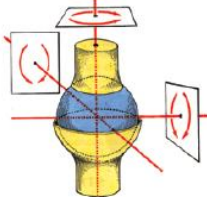
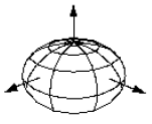
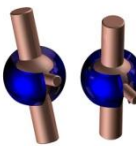
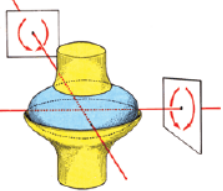
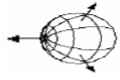


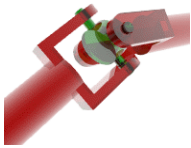
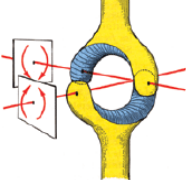

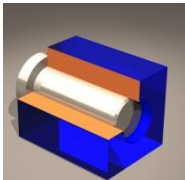

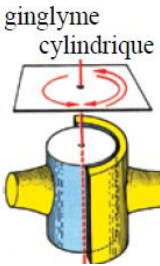
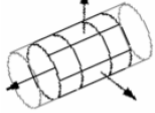
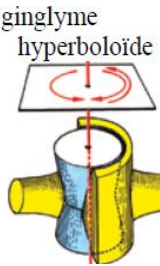

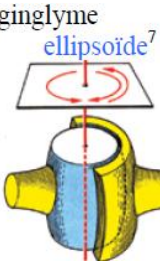

Figure 3 : Qualificatifs d'orientation dans le système de référence en anatomie. (Web b 2013)

1.1.2 Classification des articulations

Un des enjeux de cette thèse est de comprendre les rapports ostéo-articulaires qui interviennent dans le mécanisme de la marche. Dans sa thèse, Allaire propose un atlas de classification des formes osseuses selon la mobilité articulaire, cet atlas a été élaboré à partir des ouvrages de références signés par I. A. Kapandji (Kapandji 2009), P. Kamina (Kamina 2006) et J. Castaing (Castaing 1975). L'anatomiste Pierre Kamina a contribué à clarifier la définition des classes

d'articulations en faisant le lien entre la mécanique du solide et la forme des surfaces articulaires. Ainsi la classification des articulations synoviales est étroitement liée à la morphologie des surfaces. Allaire a proposé une Table Typologique Interdisciplinaire de Correspondance Forme Osseuse - Mobilité Articulaire (TTIFOMA). Cette table a pour but de fusionner et de synthétiser les classifications biomécaniques, arthrologiques, anatomiques et géométriques. Sa contribution a été de proposer, en collaboration avec le professeur Lefèvre du CHU de Brest, une colonne **biomécanique** qui donne des informations sur la mobilité articulaire telles que le nombre de degrés de liberté et la nature du mouvement. Une colonne **morphologique** a été ajoutée et précise les notions de formes des surfaces en terme de convexités, concavités et rapports angulaires. Pour exemple, la tête humérale peut être assimilée à une liaison rotule et modélisée mathématiquement par un ellipsoïde. Cet atlas est proposé en figure 4.

Fonctionnalité de mouvement (natures, Liaison biomécanique et Degrés de liberté [Granjon 1999])	Articulation synoviale (Kamina 2006)	Forme des surfaces articulaires en vis-à-vis	Occurrences dans le corps humain	Type de quadrique privilégié pour caractériser la forme
 <p>Flexion/extension Abduction/Adduction Rotation Axiale/Circumduction</p>	<p>articulation sphéroïde ou cotyloïdienne</p> 	2 segments de sphère pleins et creux.	L'articulation coxo-fémorale	<p>Ellipsoïde E, attendu sphérique $E^{rév3}$</p> 
 <p>Flexion/Extension Abduction/Adduction Rotation axiale</p>	<p>articulation ellipsoïde ou condyloïde</p> 	2 surfaces articulaires, concave et convexe, taillées dans deux ellipsoïdes	L'articulation métatarso-phalangiennes	<p>Ellipsoïde E</p>  <p>parfois attendu de révolution $E^{rév}$ selon un axe transversal</p>

 <p>Flexion/Extension Abduction/Adduction</p>	<p>articulation en selle ou par emboîtement réciproque</p> 	<p>2 Surfaces dont l'une est concave dans un sens et convexe dans l'autre, et l'autre surface inversement conformée</p>	<p>L'articulation calcanéo-cuboïdienne</p>	<p>Parabololoïde Hyperbolique PH</p>  <p>attendu d'orientation transversale</p>
 <p>Flexion/Extension</p>	<p>Articulation bicondyalaire</p>	<p>2 condyles distincts</p>	<p>L'articulation fémoro-tibiale</p>	<p>Ellipsoïde E</p>  <p>×2. côte à côte</p>
	<p>ginglyme cylindrique</p> 	<p>Surface articulaire cylindrique</p>	<p>-</p>	<p>Cylindre Elliptique CE</p>  <p>attendu d'orientation transversale, et éventuellement circulaire CE^{rév}</p>
	<p>ginglyme hyperboloïde</p> 	<p>Surface articulaire en sablier</p>	<p>L'articulation Huméro-ulnaire</p>	<p>Hyperboloïde à 1 nappe H1</p>  <p>attendu d'orientation transversale, et parfois de révolution H1^{rév}</p>
	<p>ginglyme ellipsoïde⁷</p> 	<p>Surface articulaire en tonneau</p>	<p>Les articulations mandibulaires</p>	<p>Ellipsoïde E</p>  <p>éventuellement attendu de révolution E^{rév} oblong</p>

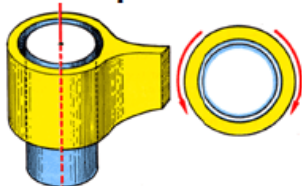
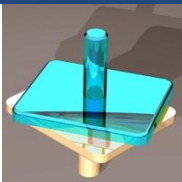
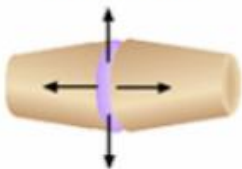
	articulation trochoïde ou à pivot 	2 segments de cylindre, creux et pleins	L'articulation radio-ulnaire	Cylindre Elliptique CE attendu d'orientation longitudinale, et parfois circulaire CE ^{rév}
 Amplitude de mouvement réduite	articulation plane ou à glissement 	2 surfaces planes ou légèrement convexes	L'articulation acromio-claviculaire	

Figure 4 : Atlas de classification des articulations (Allaire et al. 2007)

Cet atlas a pour vocation de décrire la manière dont les différentes parties d'une articulation sont disposées. Il peut être utilisé pour extraire les centres et les axes articulaires et les comparer aux données de la littérature. Une bonne connaissance de la conformation des surfaces articulaires sera un atout majeur pour la compréhension du mouvement associé et la mise en place d'outils capable de quantifier la cohérence articulaire.

1.2 Arthrologie du membre inférieur

Afin de permettre au lecteur de s'appropriier les termes anatomiques utilisés dans ce document, cette section présente les principales articulations du membre inférieur. Les membres inférieurs, dit membres de locomotion, permettent à l'Homme de se soutenir et de se déplacer. Ils sont composés de 3 principales articulations :

- L'articulation de la hanche,
- L'articulation du genou,
- L'articulation de la cheville.

1.2.1 L'articulation coxo-fémorale

Lors du passage de la station quadrupède à la position bipède, la hanche est devenue l'articulation de la racine du membre inférieur qui est lui-même exclusivement devenu le membre porteur et locomoteur. Elle permet de joindre la cuisse au bassin. La hanche assume à la fois la fonction d'orientation mais aussi celle de support du membre inférieur. Du fait de sa forte congruence articulaire, c'est une articulation très stable, difficile à luxer. C'est au niveau de cette articulation qu'ont été développées les premières prothèses et que le nombre de modèles proposés est le plus grand. Elle est constituée de 2 structures osseuses qui sont l'os iliaque et le fémur. Les surfaces articulaires en vis-à-vis sont l'acetabulum et la tête fémorale. Selon le tableau de la figure 5, sa représentation synoviale est une articulation sphéroïde à 3 degrés de liberté.

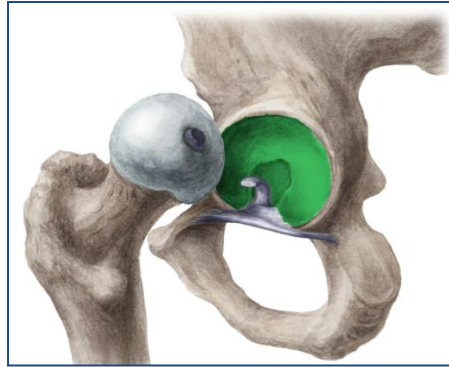


Figure 5 : Articulation coxo-fémorale. En vert l'acetabulum, en gris, la tête fémorale. (Web c 2013)

1.2.2 L'articulation du genou

Le genou est l'articulation intermédiaire du membre inférieur et possède principalement 1 degré de liberté qui est la flexion/extension. Lorsque le genou est fléchi, on observe un deuxième degré de liberté qui consiste en une rotation autour de l'axe longitudinal de la jambe. Du fait du poids du corps, le genou travaille essentiellement en compression. Le défi mécanique de cette articulation est d'être stable en extension et mobile en flexion, et ceci malgré la faible congruence des structures osseuses mises en jeu. Ces structures sont le fémur, le tibia et la patella. Les condyles et le plateau tibial forment les **compartiments fémoro-tibiales**. La trochée fémorale et la face postérieure de la patella forment le **compartiment fémoro-patellaire** (voir figure 6).

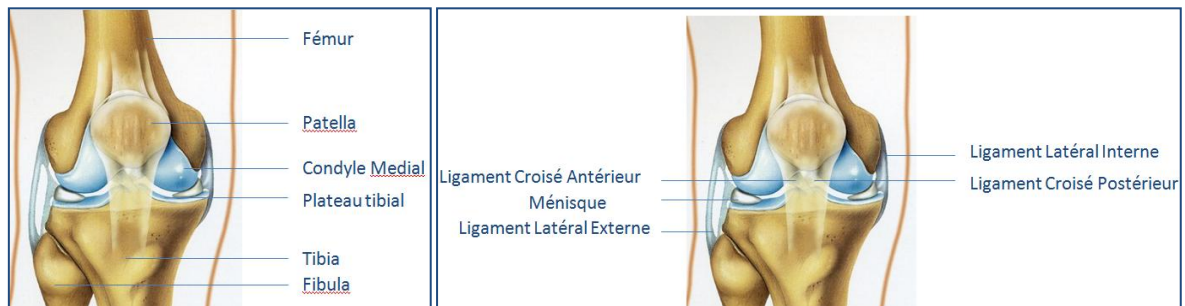


Figure 6 : Arthrologie du genou (Web d 2013)

C'est en position d'extension que le genou est le plus stable, il ne possède aucun mouvement de latéralité. Cependant l'extension rend le genou vulnérable aux ruptures ligamentaires et aux fractures articulaires. En effet, c'est dans cette position que les ligaments latéraux, que nous pouvons assimiler à des haubans, sont tendus. La position de flexion est synonyme d'instabilité pour l'articulation. Les ligaments latéraux sont détendus, le genou est alors exposé aux lésions ligamentaires et méniscales (voir figure 7).

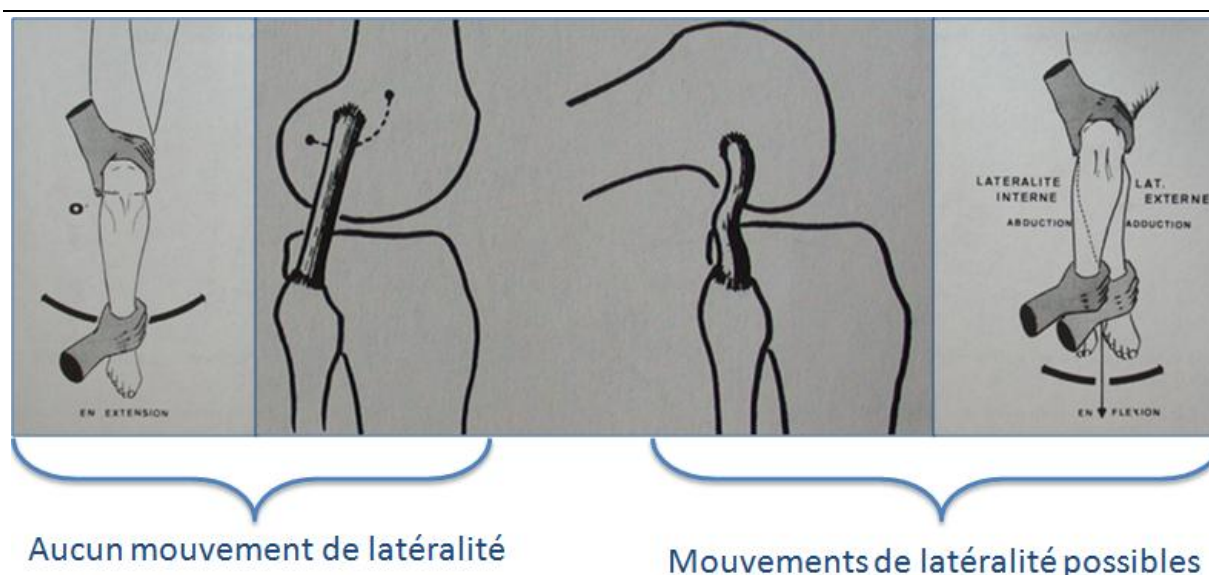


Figure 7 : Mouvement de latéralité en fonction de la position du genou (Castaing et Burdin 1975)

Le mouvement de flexion/extension est conditionné par l'axe transversal (Kapandji 2009). Cet axe est contenu dans le plan frontal traverse les condyles fémoraux de façon horizontale. Cet axe n'est pas perpendiculaire à l'**axe mécanique** du genou, qui relie les centres articulaires de la hanche, du genou et de la cheville. Enfin, l'axe longitudinal de la diaphyse du fémur n'est pas dans le prolongement de l'axe du squelette jambier. Ces deux axes forment un angle obtus compris entre 170 et 175 ° aussi appelé **Valgus physiologique** du genou. Ce valgus physiologique peut être soumis à des variations pathologiques dues à des déviations latérales. On peut observer un **genu varum** qui correspond à une inversion du valgus ou au contraire un **genu valgum** qui correspond à une fermeture du valgus physiologique.

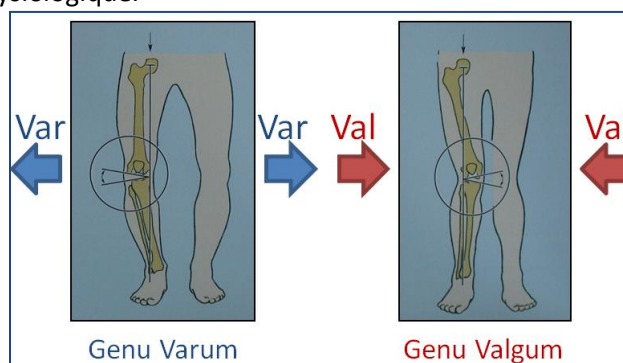


Figure 8 : Déviations latérales du genou

Ces déviations latérales ne sont pas sans conséquences sur les surfaces articulaires et sont responsables de l'apparition d'arthrose fémoro-tibiale interne dans le cas du genu varum et externe dans le cas du genu valgum. Elles peuvent être corrigées par l'ostéotomie tibiale, pratique chirurgicale qui consiste à sectionner une partie d'un os long afin de rétablir le valgus physiologique. Ces déviations sont particulièrement surveillées chez les jeunes enfants. Bien que le genu valgum soit souvent observé chez les enfants, ils s'estompent seul avec la croissance.

Comme nous l'avons mentionné précédemment, la flexion/extension est le mouvement principal du genou. La position de référence du genou est celle qui aligne l'axe de la cuisse et celui de la jambe, c'est la position du soldat au garde-à-vous. L'extension se définit comme étant le mouvement qui éloigne la face postérieure de la jambe de celle de la cuisse. On parle principalement

d'extension relative qui complète l'extension du genou à partir de n'importe quelle position de flexion du genou. En opposition à l'extension, la flexion rapproche les 2 faces postérieures de la cuisse et de la jambe. Son amplitude dépend de la position de la hanche. En effet lorsque celle-ci est fléchie, l'amplitude de flexion du genou est de 140° alors qu'elle atteint 120° si celle-ci est en extension. Enfin dans le cadre d'une flexion passive, l'amplitude peut atteindre 160° .

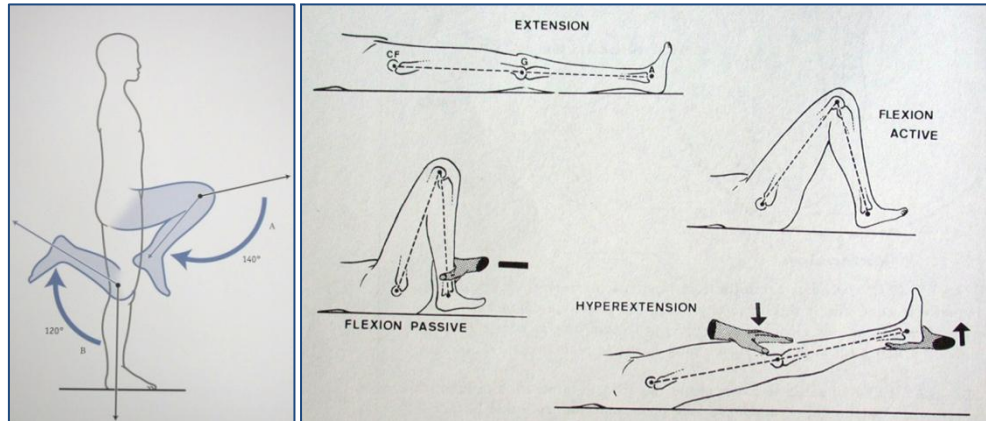


Figure 9 : Amplitude de la flexion en fonction de la position de la hanche (Castaing et Burdin 1975)

Bien que les mouvements du genou paraissent être des mouvements simples dans le plan sagittal, ils sont associés à des mouvements de rotation axiale lorsque le genou est fléchi. Cette rotation de la jambe sur l'axe longitudinal, n'existe pas en extension et est de faible amplitude. Enfin, lorsque nous sommes en présence d'un genou pathologique, nous pouvons observer des mouvements de tiroir (Castaing 1975). Lorsque le genou est fléchi à 60° ou 90° et qu'une traction vers l'avant est possible, on parle de tiroir antérieur qui caractérise une lésion du Ligament Croisé Antérieur (LCA) ainsi que d'un ligament périphérique. De même, pour un genou fléchi à 90° , si une translation du plateau tibial vers l'arrière est possible, ceci est représentatif d'une lésion du Ligament Croisé Postérieur (LCP).

En conclusion, nous pouvons dire que le genou travaille dans de mauvaises conditions mécaniques car les surfaces articulaires sont peu congruentes ; les surfaces fémorales sont convexes alors que les surfaces tibiales et patellaires sont presque planes.

"Il n'existe pas d'articulation dans le corps humain sur laquelle la locomotion ait imposé une charge plus lourde, il n'en est pas non plus, de plus prête à en éprouver l'abus. Construire une articulation aussi exposée à des stress mécaniques avec une quelconque assurance de sécurité a été une gageure pour l'ingéniosité de la nature" (Steindler Castaing).

1.2.3 Articulation de la cheville

L'articulation de la cheville, ou talo-crurale est une articulation de type ginglyme et possède donc un seul degré de liberté. Elle unit le tibia et la fibula (ou péroné) au talus. Elle conditionne les mouvements de la jambe par rapport au pied et fait partie des articulations indispensables à la marche. C'est l'articulation la plus sujette aux entorses.

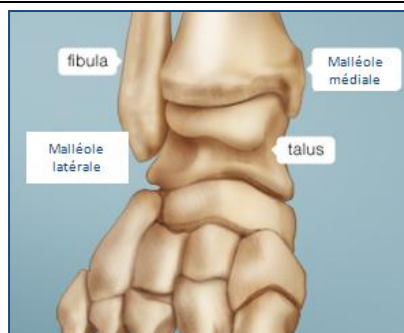


Figure 10 : Articulatio talo-crurale

Cette articulation permet les mouvements d'abaissement et d'élévation du pied dans le plan sagittal.



Figure 11 : Vue latérale de l'articulation sous-talienne

Les mouvements de latéralité sont possibles grâce à l'articulation sous-talienne qui lie le talus au calcaneum. Ces mouvements de latéralité sont essentiels lors de la marche sur terrains accidentés.

Ce travail de thèse se basant sur les rapports articulaires au cours d'un mouvement, nous nous sommes intéressés plus particulièrement à la morphologie des articulations et à leur fonction. En effet, l'une des possibilités pour améliorer les modèles articulaires consiste à introduire dans le modèle des connaissances morphologiques. C'est ce que nous appelons l'approche morpho-fonctionnelle. Cette approche consiste à lier la forme de l'articulation à sa fonction. (Ibanez 2000, Guillard 2005). En effet, il existe une relation bidirectionnelle entre ces 2 notions. D'une part, la forme d'une articulation contraint fortement son mouvement, empêchant par exemple les luxations pour la hanche par l'orientation du cotyle et la congruence entre les 2 surfaces articulaires. D'autre part, les mouvements du fœtus sont indispensables pour le bon développement des articulations (Feduccia 1991), c'est ainsi qu'un mouvement répété ou anormal peut avoir une influence sur la forme des structures osseuses. La section suivante présente les modalités qui nous permettent d'avoir accès aux structures osseuses.

2 Comparaison des différents systèmes pour l'étude de la cinématique

Connaître la position et l'orientation des structures osseuses au cours d'un mouvement fait partie des attentes des orthopédistes et des cliniciens. Cette connaissance est nécessaire pour comprendre le fonctionnement des articulations et faire la distinction entre les mouvements sains ou pathologiques. De plus, un meilleur diagnostic permet de mieux cibler le traitement lié à la pathologie et donne au patient la possibilité de récupérer une meilleure mobilité. L'optimisation du diagnostic influe également sur la dimension économique, critère non négligeable dont il faut tenir compte pour réduire les coûts sans que cela se fasse au détriment du patient (Wu et Cavanagh 1995,

Medalla et al. 2009). Ainsi une description précise de l'articulation entraîne la conception de nouveaux modèles de prothèses (Hill 2008) que le chirurgien pourra choisir en fonction de l'anatomie du patient. Pour répondre au mieux à cette problématique, il est important d'avoir un accès à la structure osseuse. Il est aujourd'hui difficile d'avoir un accès direct à l'os à chaque instant du mouvement. Dans la section qui suit nous présenterons les différentes modalités qui fournissent un accès aux structures osseuses et nous verrons celles qui peuvent servir à animer les structures osseuses et comment.

2.1 Critères d'évaluation des différentes méthodes d'analyse de mouvement

Dans nos travaux de thèse, l'importance est de décrire, spécifier et quantifier le mouvement entre 2 surfaces articulaires. L'accès aux structures osseuses et aux paramètres des articulations qui nous permettront de répondre au mieux à cette problématique qui dépend fortement de la méthode utilisée.

Dans ce qui suit, nous décrirons les différentes méthodes qui existent pour le suivi de mouvement et nous les classerons afin de déterminer quelle méthode répondra le mieux à nos attentes. Dans sa thèse, Jerbi (Jerbi 2012) propose une classification de ces différentes méthodes d'analyse du mouvement. Cette classification tient compte de l'invasivité, de la précision, des conditions naturelles, de la dynamicité et enfin de la généricité de la méthode. Les critères de classification sont les suivants :

- L'**invasivité** est un critère essentiel dans le choix de la méthode. Cette propriété est directement liée aux dommages que le patient subit à cause de la méthode. De manière générale un acte invasif se définit comme un examen médical nécessitant une effraction de la peau plus importante qu'une ponction veineuse. On parle aussi d'examens invasifs lorsqu'il y a recours à certains type d'imagerie médicale nécessitant l'injection d'un composé faiblement radioactif.
- La **précision** des données issues des méthodes de suivi de mouvement est un autre critère dont nous devons tenir compte. En ce qui concerne notre objectif de décrire et quantifier les rapports articulaires au cours du mouvement, il est important que les données dont nous disposons soient les plus précises possibles en particulier lorsqu'elles ont pour vocation de caractériser la morphologie et la position des structures osseuses.
- Certaines méthodes permettent de reproduire les **conditions naturelles** avec plus ou moins de réussite. Ainsi la possibilité de faire des acquisitions en charge avec certaines modalités permettent de se rapprocher des mouvements physiologiques. Ce critère devient alors un critère de sélection pour comparer les différentes méthodes.
- La **dynamicité** correspond au critère qui permet de mesurer la capacité d'une méthode à acquérir des données de façon quasi continue dans le temps. On parle de méthode quasi continue lorsque les transitions ne sont pas perceptibles à l'oeil, sinon on parle de pseudo-dynamique.
- Enfin la **généricité** a pour but de mesurer la capacité d'une méthode de s'affranchir de la différence des paramètres d'entrée. En effet, lors d'un examen médical, le clinicien est confronté à des patient qui ont des profils morphologiques différents qui peuvent être à l'origine de pathologies. Il est important que la méthode de suivi du mouvement puisse traiter l'ensemble des profils sans que cela nécessite de grandes modifications.

2.1.1 Palpation de points anatomiques

La technique d'acquisition par palpation consiste à identifier des points anatomiques à travers la peau au cours de différentes phases du mouvement. L'avantage de cette méthode est qu'elle est non invasive et simple à mettre en place. Par contre son manque de précision ne la place pas dans les méthodes les plus reproductibles. De plus, l'autre désavantage de cette méthode est qu'elle n'est pas dynamique. Il faut arrêter le mouvement puis palper de nouveau les points (Lempereur, 2010, Brochard, 2011). Elle nécessite une connaissance précise des points anatomiques et s'avère parfois assez longue à mettre en place. Si elle permet un repérage des structures osseuses dans l'espace, elle ne permet pas de suivre leur mouvement autrement que par une analyse semi statique par l'examen de positions successives au cours desquelles les repères doivent être pris à chacune de ces positions

Méthode	Invasivité	Précision	Conditions naturelles	Dynamicité	Généricité
Palpation	+++	--	+++	+	-

Dans le tableau, les signes + correspondent aux avantages de la méthode et les signes - aux inconvénients.

2.1.2 L'utilisation de marqueurs cutanés

2.1.2.1 Description générales

Une autre méthode non-invasive consiste à utiliser des marqueurs cutanés pour suivre le déplacement des structures osseuses sous-jacentes. Cette méthode est très utilisée par les biomécaniciens. L'idée consiste à placer les marqueurs cutanés sur des points anatomiques pour estimer la position des os. Il est important que le mouvement relatif des marqueurs et de l'os sous-jacents soit minimal.

L'utilisation d'au moins 2 caméras est nécessaire pour obtenir les coordonnées du marqueur dans l'espace tridimensionnel. La redondance des caméras nous assure que chaque marqueur est vu par au moins 2 d'entre elles au cours du mouvement. Pour exemple, la salle d'analyse du mouvement de Brest utilise des marqueurs optiques et 11 caméras VICON.



Figure 12 : Laboratoire d'analyse de mouvements du service de rééducation fonctionnelle de Brest. Utilisation du système VICON et de marqueurs optiques passifs.

Cette méthode engendre un certains nombres d'erreurs.

Il en existe 3 types :

- des **erreurs liées au matériel** (caméras) et au logiciel,
- des **erreurs de localisation** des points anatomiques et donc de positionnement des marqueurs,
- des **erreurs liées aux artefacts des tissus mous** (mouvement de peau, activité musculaire..)

Afin d'optimiser le placement des marqueurs et par voie de conséquence le choix du système d'axes

anatomiques local à l'os étudié, la Société Internationale de Biomécanique (ISB) (Wu et Cavanagh 1995) a proposé une standardisation de la procédure.

Les **erreurs matérielles** et les corrections apportées ont été décrites dans (Chiari 2005), ces mesures de corrections ont permis d'obtenir une précision du système de mesure VICON inférieure ou égale au millimètre.

Il existe plusieurs types **d'erreurs liées à la localisation** par palpation des points anatomiques. La première concerne un abus de langage, on parle souvent de points anatomiques alors que le mot zone serait plus juste. Ces zones sont plus ou moins larges et irrégulières. Ainsi tout repérage d'un point anatomique est sujet à la variabilité inter et intra opérateur (Brochard 2011a). De plus la palpation se fait à travers une couche de tissus mous plus ou moins épaisses suivant les zones anatomiques et la corpulence du patient. Enfin, des méthodes de localisation des points anatomiques existent et peuvent avoir une influence sur la précision de la palpation (Della Croce 2005). Ce type d'erreurs peut être réduit par l'élaboration d'un protocole de palpation précis et reproductible.

Les **artéfacts des tissus mous** représentent la principale source d'erreurs de cette méthode par marqueurs cutanés. La définition de la position des os est d'autant plus entachée que la zone d'étude est profonde sous la peau. Dans son étude sur le complexe de l'épaule, Schwartz a proposé de modéliser la scapula par une nappe de marqueurs cutanés. La déformation des tissus mous due à la contraction des muscles et de l'élasticité de la peau a eu pour conséquence la déformation de la nappe de marqueurs en surface. De plus, il existe des mouvements de glissement entre la peau et la structure osseuse sous-jacente, ce qui rend difficile leur localisation (Leardini 2005). Dans ses travaux, Matsui (Matsui 2006) étudie l'évolution relative de marqueurs anatomiques et de la position exacte des points anatomiques correspondants au cours du mouvement de l'épaule à l'aide d'une IRM. Pour un mouvement d'élévation du bras, il a mis en évidence des déplacements relatifs allant de 52 mm pour l'angle acromial à 85 mm pour l'angle inférieur de l'omoplate, ce qui représente une source d'erreurs considérable par rapport aux erreurs matérielles et aux erreurs de positionnement des marqueurs dans la cas où un bon protocole de mesure a été établi. Dans [Yau et al a et b], les auteurs ont étudié les erreurs intra utilisateurs expérimentés concernant la détermination de différents points anatomiques du membre inférieur tels que le centre de rotation distal du fémur par les condyles médial et latéral, le centre de rotation proximal du tibia par les malléoles latérale et médiale. Ces points anatomiques sont justes sous la peau. Les auteurs ont évalué les effets de ces erreurs pour la détermination des axes mécaniques. Ainsi, l'axe transépicondylaire passant par les condyles médial et latéral présente une erreur d'orientation pouvant atteindre 8.2°. Malgré les erreurs dues aux artéfacts des tissus mous, cette méthode reste très prisée des biomécaniciens, elle est simple à mettre en place et non invasive pour le patient. Afin d'améliorer les performances de cette méthode, plusieurs auteurs se sont penchés sur la correction des données acquises avec les marqueurs cutanés.

2.1.2.2 Présentation des méthodes de corrections

Dans cette section nous nous intéresserons à la source principale d'erreurs à savoir celles liées aux artéfacts des tissus mous. Une des solutions proposées repose sur la double calibration. Ainsi capello (Cappello 1997, Cappello 2005), propose d'effectuer une calibration en début de mouvement et à la fin. (On peut faire un calibrage en extension complète puis une autre calibration lorsque le genou est complètement fléchi). Le suivi des repères anatomiques au cours du

mouvement se fait par interpolation linéaire entre les 2 positions de la calibration. L'hypothèse émise ici consiste à dire que la surface de la peau au dessus du repère anatomique bouge de façon quasi linéaire par rapport aux structures osseuses (Cappozzo 1996). Cette double calibration a été reprise dans les travaux de Brochard sur le mouvement de la scapula lors de l'élévation du bras (Brochard 2011).

La méthode décrite par Andriacchi (Andriacchi 1998) utilise un grand nombre de marqueurs pour en extraire leur centre de masse et la matrice d'inertie associée. Les vecteurs propres de cette matrice correspondent aux principaux axes d'inertie. Il fait l'hypothèse que lors d'un mouvement, si le cluster était rigide, les valeurs propres de sa matrice d'inertie seraient constantes. Il calcule la matrice d'inertie à l'instant initiale et considère cette matrice comme la référence. Il associe ensuite un poids à chaque marqueur afin de minimiser la variation des valeurs propres au cours du mouvement. Alexander (Alexander 2001) a proposé une amélioration de cette méthode, il ne s'intéresse plus à un mouvement rigide de la nappe de marqueur, mais il considère un mouvement élastique. L'utilisateur fournit une déformation optimisée en fonction du mouvement effectué ce qui induit l'injection de connaissance à priori dans le système. Dans une autre étude, ce même auteur (Alexander et Andriacchi 2001), propose d'introduire les images IRM du patient pour construire son modèle spécifique. La correspondance entre les images IRM et le système VICON s'effectue par recalage grâce à des marqueurs qui sont également visibles à l'IRM (Schwartz 2009).

D'autres méthodes de correction existent dans la littérature et sont basées, soit sur des considérations cinématiques (Chèze 1995, Söderkvist 1993, Duck 2004) soit sur des considérations géométriques (Van de Giessen 2009, Arbabi 2009), soit sur un multi-recalage 3D (Jacq 2008) (Jacq 2010) ou 2D/3D (Zollei 2001) (Jerbi 2012).

De manière générale, ces méthodes de corrections permettent de réduire les artéfacts dus au déplacement des tissus mous par rapport aux structures osseuses, mais elle manque encore de précision pour bien représenter le mouvement des structures osseuses. Ce manque de précision est un obstacle pour l'analyse fonctionnelle de la marche pour l'interprétation des données dont les axes de rotation ne sont pas colinéaires avec les axes principaux de l'articulation. En particulier dans l'analyse de la marche les rotations axiales des os longs du fémur sont difficilement interprétables tant elles peuvent être entachées d'erreur.

Méthode	Invasivité	Précision	Conditions naturelles	Dynamicité	Généricité
Marqueurs cutanés	+++	---	+++	+++	-

2.1.3 Utilisation de broches intra-corticales

Certains auteurs utilisent des broches intra-corticales surmontées de marqueurs pour effectuer un suivi temporel des structures osseuses (McClure 2001). Dans son étude, Van den Bogert utilise ces broches pour mesurer la position des axes hélicoïdaux de l'articulation du fémoro-tibiale lors d'une phase de course (van den Bogert 2008). Cette méthode fait partie des méthodes les plus invasives, elle nécessite une intervention chirurgicale pour l'implantation, mais elle a l'avantage d'être très précise. En effet, les marqueurs ne sont plus soumis aux mouvements de peau. C'est une méthode qui nécessite l'approbation du comité d'éthique et qui ne peut être reproduite en routine

clinique. Par ailleurs une mauvaise insertion de ces broches peut perturber le mouvement (Ramsey 2003). De façon générale la perturbation du mouvement par la fixation de la peau à l'os par les broches n'est pas prise en compte.

Méthode	Invasivité	Précision	Conditions naturelles	Dynamicité	Généricité
Broches Intracorticales	---	++	++	+++	+

2.1.4 Etudes sur pièces anatomiques

Une autre façon de remonter à la cinématique du genou est l'utilisation de pièces anatomiques. Il convient de préciser que les mouvements générés et étudiés ne correspondant pas tout à fait aux mouvements physiologiques. Les sujets ne sont pas en charge, et il existe une certaine raideur cadavérique que nous ne pouvons ignorer. Plusieurs études existent dans la littérature, Hagemeister a étudié l'influence de plusieurs chirurgie de reconstruction du Ligament Croisé Antérieur sur la cinématique de genou (Hagemeister 2002). Elle a ainsi à l'aide de marqueur directement attachés à l'os, mesuré les cinématiques de flexion/extension du genou lorsque celui-ci était intact, après qu'il ait subi la résection du LCA et après différentes méthodes de reconstructions du LCA. Ces travaux permettent une étude précise de la cinématique de l'articulation même si les conditions physiologiques dynamiques ne sont pas respectées.

Méthode	Invasivité	Précision	Conditions naturelles	Dynamicité	Généricité
Pièces anatomiques	---	+++	---	+++	-

2.1.5 Acquisitions par imagerie médicale 3D

Les imageurs 3D tels que l'Imagerie par Résonance Magnétique et le scanner sont apparus au milieu du XXème siècle. L'apparition de ces nouvelles technologies a permis de suivre plus efficacement le mouvement des structures osseuses en 3 dimensions alors que jusqu'alors la représentation plane prévalait avec l'usage de la photographie et de la radiographie.

2.1.5.1 Acquisition par IRM

L'imagerie par résonance magnétique a l'avantage d'être une méthode non invasive ne présentant aucun risque d'irradiation pour le patient contrairement aux modalités d'imagerie médicale. Après segmentation des images obtenues, il est possible de reconstruire les structures osseuses en 3 dimensions.

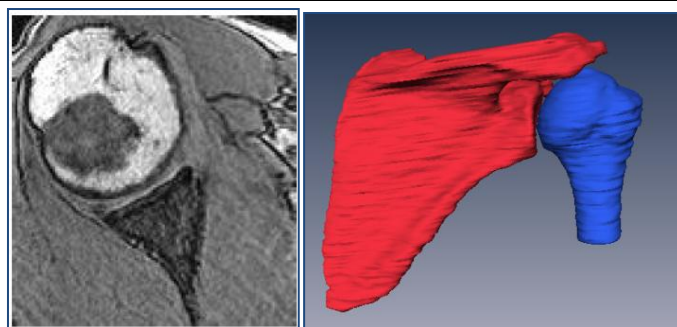


Figure 13 : Exemple de coupe d'un volume d'articulation gléno-humérale acquis par IRM et son volume associé après segmentation 3D

Son caractère non irradiant permet de faire de nombreuses acquisitions d'une même articulation dans différentes positions et avoir ainsi accès à une pseudo-cinématique. Mais ces études sont limitées par la taille du tunnel de l'IRM et par un accès restreint en France à cette modalité d'imagerie. L'apparition d'IRM ouverte a permis de nouvelles études. La différence majeure de ce genre d'IRM est que le patient n'est plus placé dans un tunnel exigu pendant l'acquisition mais entre 2 plaques parallèles. Cela permet de varier les mouvements avec des amplitudes plus importantes se rapprochant ainsi des mouvements de la vie courante. Il est même envisageable de réaliser des acquisitions en charge dans les quelques IRM verticales disponibles. Dans ses travaux, Hill utilise une IRM ouverte (Hill 2000) pour l'étude du mouvement du tibia par rapport au fémur. Il effectue des acquisitions, tous les 10° degrés de flexion entre 10 et 60°, en extension maximale à -5° et enfin en flexion à 90 et 110° pour des sujets non en charge. Il effectue également des acquisitions de -5, 10, 45 et 90° pour des sujets accroupis donc en charge. Il a comparé la position des centres des condyles (Iwaki 2000) et a démontré que le mouvement du genou était approximativement le même en position neutre et lors d'une flexion présentant une rotation interne. Par contre, la flexion s'accompagne d'une rotation externe et ceci est plus marqué pour le genou en charge. D'autres auteurs ont montré, grâce à l'IRM ouverte, une augmentation significative de la translation du condyle médial pour des genoux souffrant de lésions au niveau du LCA par rapport à des genoux sains.

L'IRM ouverte et l'IRM positionnelle sont des modalités intéressantes pour l'acquisition des mouvements mais leurs coûts d'exploitation les rendent marginales et peu d'hôpitaux dans le monde en disposent. De plus, la segmentation des données IRM est une tâche délicate dans la mesure où il est difficile de délimiter les contours des structures osseuses et faire la distinction avec les structures adjacentes. Dans sa thèse Ragoubi propose une méthode de filtrage d'image IRM par un processus anisotrope qui aide la segmentation (Ragoubi Hor 2012).

Méthode	Invasivité	Précision	Conditions naturelles	Dynamicité	Généricité
IRM	++	-	--	--	+

2.1.5.2 Acquisition par rayon X

Une autre modalité nous permettant de remonter à la structure osseuse est l'utilisation des rayons X pour faire des acquisitions 3D de type CT (Computed tomography) ou scanner. Cette modalité a l'avantage de fournir des données précises mais s'avère irradiante pour le patient et il n'est pas envisageable de multiplier le nombre d'acquisition comme cela était possible grâce à l'IRM.

La segmentation de ces images est moins complexe que pour l'IRM, des procédés de segmentation automatique et semi-automatique existent notamment dans le logiciel AMIRA® from Visualization Sciences Group mais le résultat obtenu ne rend pas cette méthode aussi précise et fiable que la segmentation manuelle faite par un expert.

La modalité EOS s'inscrit également dans le type de méthodes basées sur l'utilisation des rayons X et de reconstruction 3D. Ce système permet l'acquisition simultanée de 2 radiographies (face et profil) basses doses à partir desquelles une reconstruction 3D des structures osseuses par l'intermédiaire du logiciel STEREOS. Cette méthode permet de faire des acquisitions en charge du patient et son utilisation est envisageable pour faire de la pseudo-cinématique. La technologie EOS® est composée de deux tubes de rayons X perpendiculaires, collimatés en deux pinces très fins, horizontaux ainsi que deux détecteurs issus de la technologie ayant reçu le prix Nobel. Les tubes et les détecteurs sont montés sur un bras en C et balayent tout ou une partie du corps du patient. Cela permet de réaliser simultanément des radiographies de face et de profil. Les deux détecteurs à gain variable réalisent, ligne par ligne, une radiographie numérique à fort contraste, tandis que la dose administrée au patient n'excède pas la dose équivalente à l'exposition résultant de certains vols transatlantiques. Une acquisition EOS de face et de profil est entre 4 à 7 fois moins irradiante qu'une radiographie classique.

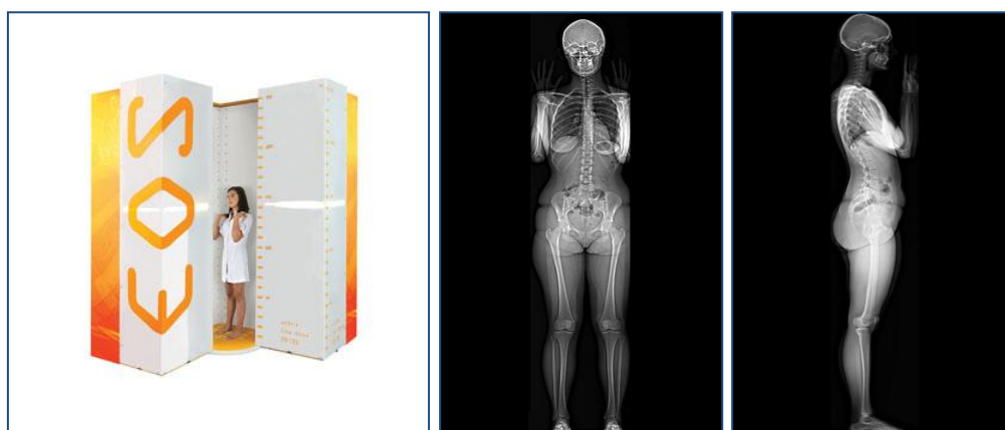


Figure 14 : Radiographie face et profil obtenue à partir du système EOS (www.eos.com)

Méthode	Invasivité	Précision	Conditions naturelles	Dynamicité	Généricité
Palpation	+++	--	+++	+	-
Marqueurs cutanés	+++	---	+++	+++	-
Broches Intracorticales	---	++	++	+++	+
Pièces anatomiques	---	+++	---	+++	-
IRM	++	-	--	--	+
Scanner	---	++	--	--	+
EOS	-	+	+++	++	+

Figure 15 : Classification des différentes modalités d'acquisition du mouvement

Ce tableau nous montre que le choix de la méthode dépend du type d'application envisagée. Ainsi, si nous voulons effectuer une analyse quantifiée de la marche, l'utilisation de marqueurs cutanés suffira mais si nous nous intéressons à la morphologie des structures osseuses, une modalité d'imagerie 3D sera nécessaire et suivant la précision que nous cherchons, le scanner représentera le meilleur choix, mais il nous sera alors impossible d'avoir une bonne dynamique au risque de mettre en jeu la santé du patient.

Une autre alternative pour allier dynamique, invasivité réduite et tout en ayant une précision au niveau des surfaces articulaires seraient de modéliser les mouvements des structures osseuses en partant de leur morphologie. Cette approche a été largement utilisée dans la littérature et fera l'objet d'un chapitre de cette thèse. Cependant pour avoir une précision des surfaces articulaires, il sera nécessaire d'avoir recours à des imageurs nous permettant une reconstruction 3D des surfaces.

3 Synthèse

Bien que les techniques d'analyse du mouvement aient évoluées, les limitations technologiques reposent actuellement sur le fait qu'il est impossible d'avoir un suivi dynamique des structures osseuses par imagerie médicale. Les acquisitions sont certes de plus en plus rapide et il sera peut possible d'obtenir ce suivi, mais il reste peu probable que cette technique soit choisi en raison des irradiations et donc des dommages qu'elle engendrerait chez un patient. En attendant ces nouvelles technologies nous avons opté pour la solution de la modélisation de mouvements entre 2 surfaces articulaires se basant sur la morphologie d'une articulation. Plusieurs auteurs se sont intéressé à ce problème et ont mis en évidence le lien qui existe entre la morphologie et la cinématique (Devun 2008). Cette revue de littérature montre la difficulté qui existe lorsqu'il s'agit de faire le lien entre le mouvement et la morphologie d'une articulation.

Chapitre 2

Modélisation morpho-fonctionnelle de flexion du genou

Sommaire

1	Etude du mouvement par modélisation : application à l'étude du genou.....	36
1.1	Modélisation du genou basée sur la morphologie d'une seule structure	36
1.2	Approches basées sur la morphologie du complexe articulaire complet.....	37
1.3	Synthèse.....	42
2	Description de la modélisation morpho-fonctionnelle proposée.....	43
2.1	Du condyle entier vers la coupe pseudo sagittale de chaque condyle.....	43
2.2	Calcul de la développée	45
3	Conclusion	49

1 Etude du mouvement par modélisation : application à l'étude du genou

Dans les sections précédentes, nous nous sommes intéressés à l'étude de la cinématique des articulations par le biais de différentes techniques allant de la palpation à l'utilisation d'imageur 3D. Dans cette section, nous abordons le problème sous un autre angle et utilisons les techniques précédentes pour modéliser le mouvement de flexion/extension du genou du point de vue morpho-fonctionnelle sans tenir compte des modèles ligamentaires existants tels que le modèle 4-barres (Menschik 1994).

1.1 Modélisation du genou basée sur la morphologie d'une seule structure

Une des représentations classiques et typiquement utilisée en biomécanique est d'assimilation de l'articulation fémoro-tibiale à une liaison pivot d'axe fixe en première approximation (Kapandji 2009). Cette modélisation sous-entend que le tibia tourne autour du fémur selon un axe fixe. Lorsqu'il peut s'obtenir par palpation et passe soit par les extrémités des épicondyles, on parle d'axe bicondylaire clinique (Yoshino. 2001).

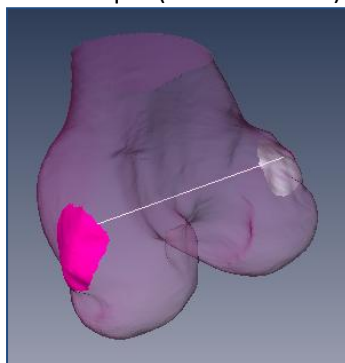


Figure 16 : Axe Bicondylaire clinique

On parle également de l'axe Bicondylaire chirurgicale lorsqu'il est défini par la droite passant par l'extrémité du condyle latérale et le sulcus (cf Chapitre 1) du condyle médial. Dans le cas de l'axe chirurgicale, il est nécessaire d'avoir recours à des imageurs (Asano 2005) ou des méthodes plus invasives telles que les expérimentations sur cadavre (Hollister 1993). Ces auteurs ont montré grâce à des observations 3D du genou que la flexion/extension peut être décrite par une rotation autour d'un axe fixe positionné dans la partie postérieure des condyles fémoraux. L'étude d'Asano et al, en particulier s'intéresse à la position d'un axe fonctionnel in vivo grâce à des acquisitions IRM. Ils ont montré que leur axe fonctionnel passait par le sulcus de l'épicondyle médial et la proéminence du condyle latéral, et était quasiment confondu avec l'axe Bicondylaire chirurgical.

Churchill et al proposent de modéliser l'articulation fémoro-tibiale par un axe dit optimal en comparaison avec l'axe Bicondylaire. Ils émettent l'hypothèse que la cinématique du genou consiste en 2 rotations simultanées autour de 2 axes fixes ; un axe fixe optimal attaché au fémur autour duquel le tibia effectue sa rotation, tandis que les rotations internes et externes s'effectuent autour d'un axe fixe longitudinal attaché au tibia. Les auteurs émettent également l'hypothèse qu'aucun autre mouvement de rotation ou de translation n'est décrit par cette articulation. Un mouvement d'accroupissement a été simulé sur 15 pièces anatomiques pour mesurer la position des 2 axes de l'articulation en charge. Grâce à une technique d'optimisation décrite dans (Churchill 1998), la position de ces axes a été identifiée et une comparaison entre l'axe optimal et l'axe Bicondylaire, obtenu par palpation, a été effectuée. Il ressort de cette étude que l'axe optimal passe par les

centres des condyles fémoraux postérieurs et qu'aucune différence significative n'a été établie avec l'axe Bicondylaire clinique. Ainsi, il résulte que l'axe optimal décrit la cinématique de flexion/extension de l'articulation fémoro-tibiale.

Plusieurs travaux de la littérature (Charlton 2001, Leboucher 2010, Lempereur 2010) ont proposé l'ajustement de surfaces mathématiques telles que les quadriques, pour accéder aux axes des articulations : un ellipsoïde pour la tête humérale ou fémorale, un hyperboloïde pour la trochlée humérale. Il est par exemple possible d'ajuster un ellipsoïde sur chaque condyle fémoral pour récupérer leur centre (Allaire 2007, Sholukha 2011). Ces derniers sont reliés entre eux pour former un axe fixe et assimiler le genou à une liaison pivot.

Ces méthodes ont toutes en commun de considérer que la flexion du genou s'effectue autour d'un **axe fixe**, la détermination de cet axe n'a pas pour seule vocation de modéliser la cinématique fémoro-tibiale, il est également utilisé à des fins chirurgicales et plus particulièrement lors de l'arthroplastie du genou. L'axe Bicondylaire est une référence en matière d'alignement des prothèse (Stiehl 1995, Yoshioka 1987, Olcott 1999). Lors de l'intervention, un positionnement de l'implant parallèlement à l'axe Bicondylaire optimise le rétablissement des articulations fémoro-tibiales et fémoro-patellaires (Miller 2001). En effet, la majorité des échecs sont imputables aux techniques opératoires et peuvent entraîner des complications rotuliennes et l'usure des inserts tibiaux. De plus, ces modélisations ne font appel qu'à des points particuliers de la structure osseuse sans tenir compte de la morphologie globale de l'articulation. La géométrie des surfaces articulaires contribue largement au mouvement associé. C'est dans ce but que nous avons axé nos recherches sur les modélisations de mouvement de genou basées sur la morphologie complète des structures osseuses.

1.2 Approches basées sur la morphologie du complexe articulaire complet

Les modélisations de la section précédente ne s'intéressaient pas à la morphologie des surfaces articulaires en vis à vis or grâce aux 3D des os, il est possible aujourd'hui d'intégrer une dimension morphologique à la modélisation du mouvement des articulations (Guillard 2005). Plusieurs modélisations ont été proposées pour étudier la cinématique du genou. Certaines sont basées sur des observations en 3D alors que d'autres s'appuient sur des données 2D. De plus, il en existe plusieurs types:

- modélisation cinématique qui tient compte uniquement des surfaces osseuses en faisant abstraction des causes du mouvement
- modélisation statique qui influence des forces sur la position de l'articulation à l'équilibre
- modélisation dynamique qui étudie les relations entre les forces et les mouvements qu'elles produisent sur l'articulation.

En vue de proposer une modélisation originale, nous nous sommes intéressés aux modèles cinématiques déjà proposés dans la littérature et prenant en compte les déplacements d'un objet (Tibia) par rapport à l'autre (Fémur).

1.2.1 De l'étude de l'articulation fémoro-tibiale dans le plan sagittal vers une modélisation de mouvement

Historiquement la cinématique du genou a été étudiée dans le plan sagittal. C'est au profil des condyles que les auteurs se sont intéressés et plus particulièrement à leur courbure (Kapandji 2009) pour décrire le mouvement du genou dans le plan sagittal. Plusieurs études ont relevé la différence de courbure qui existe entre le condyle médial et le condyle latéral. De manière générale,

le rayon de courbure des surfaces condyliques n'est pas uniforme, il croît d'arrière en avant de 17 à 38mm pour le condyle médial et de 12 à 60mm pour le condyle latéral.

Plusieurs auteurs se sont penchés sur la modélisation mathématique du profil des condyles. Hiss et al (Hiss 2008) ont travaillé sur des préparations anatomiques et ont montré que les parties postérieures des deux condyles peuvent être approchées par un cercle de rayon 20 mm. En 1983, Rehder a montré que plusieurs approximations étaient envisageables : la développante d'un cercle, l'ellipse ou la spirale d'Archimède et que ces modélisations permettent de décrire la forme postérieure du condyle avec une précision de plus ou moins 2mm (Rehder 1983). La modélisation des condyles par une approche mathématique est intéressante dans la mesure où nous voulons accéder aux centres de courbures des condyles.

En effet, en reliant ces centres de courbures entre eux (Figure 21), nous obtenons une courbe appelée développée. Cette courbe a été décrite par Fick en 1911 et est aussi connue sous le nom de spirale de Fick (Fick 1904). Nous verrons plus tard que cette développée joue un rôle important dans l'analyse du comportement arthrocinématique de l'articulation fémoro-tibiale, en particulier lorsque nous évoquerons la notion de roulement glissement (Klein 2008 chapitre 4 p241).

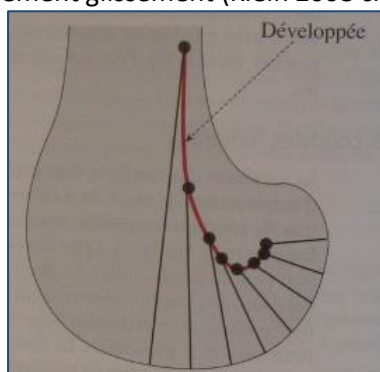


Figure 17 Description de la développée (Klein)

De leur côté, Röstlund et al ont mené une étude morphométrique des condyles (Röstlund 1989). Ils ont ainsi constaté quelques différences entre le condyle médial et le condyle latéral tant au niveau de leur largeur respective que de leur courbure calculée dans un plan sagittal médian. Grâce à l'utilisation de contour de gauge, ils ont pu calculer les paramètres de la spirale d'Archimède pour modéliser les condyles.

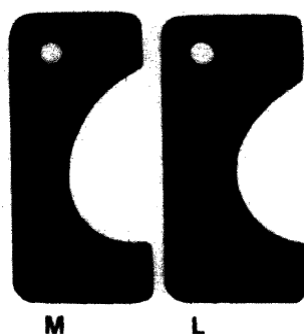


Figure 18 : Contour de Gauge représentant la courbure sagittale du condyle médial (M) et latéral (L) (Röstlund 1989)

Dans son étude, Iwaki (Iwaki 2000) utilise l'IRM sur des genoux cadavériques pour comprendre en quoi la forme de la surface articulaire influe sur le mouvement et met en évidence cette différence inter-condyloire. L'auteur a étudié séparément une coupe sagittale du condyle médial et du condyle

latéral. Ainsi, lorsque la partie postérieure du condyle latéral peut être modélisée par un cercle, le condyle médial est lui modélisé par 2 cercles. L'auteur s'intéresse également à la forme du plateau tibial latéral qui est assimilé à un plan, tandis que 2 plans sont nécessaires pour modéliser le plateau tibial médial. Ces observations sur des coupes sagittales d'IRM ont ensuite été validées par dissection et ont permis de confirmer que la modalité IRM était suffisante pour modéliser la morphologie des structures osseuses. Ces différentes études ont mis en exergue la différence morphologique entre les 2 condyles et ont mis en avant l'utilisation des mathématiques pour décrire la géométrie des surfaces articulaires.

1.2.2 Modélisation du mouvement par l'approche des axes hélicoïdaux

Lorsque nous nous intéressons à la cinématique de l'articulation fémoro-tibiale, nous nous focalisons sur le mouvement du tibia par rapport au fémur. En anatomie, si nous reprenons la définition de base du mouvement, il est important de spécifier son type. Par exemple un mouvement de rotation d'axe Δ consiste en une rotation d'un solide autour d'un axe (voir section précédente). Si un solide effectue un mouvement de rotation par rapport à un autre solide, son mouvement peut être décrit par un point appelé centre instantané de rotation. En ce qui concerne le genou, on parle plus souvent d'axe instantané de rotation ou encore de la méthode de l'axe hélicoïdal. Ce principe mathématique considère que la transition d'une position à l'autre d'un solide peut être obtenue par une rotation autour d'un axe suivi d'une translation suivant ce même axe. Nous nous sommes donc intéressés aux méthodes de détermination de ces axes au cours du mouvement de flexion (Blankevoort 1990, Sheehan 2007, Besier 2003, Kessler 2007). La plupart de ces modélisations ont pour vocation d'intégrer une variable supplémentaire qu'est la notion de roulement/glisement.

Dans ses travaux Van den Bogert (van den Bogert 2008) étudie les changements que subit les axes hélicoïdaux du genou durant une phase de course. Tout comme Hill (P. F. Hill et al. 2000), il insiste sur le fait que l'utilisation d'un axe fixe est incompatible avec la notion de roulement/glisement observée lors de la flexion du tibia par rapport au fémur. Ainsi pour déterminer la position des axes de flexion du genou, il a recours à l'utilisation de broches intra corticales. La phase d'appui de la marche a été divisée en instances égales, et pour chaque instance, la position et l'orientation de l'axe hélicoïdal ont été mesurées. Les résultats montrent que l'axe subit des changements de localisation au cours des différentes phases d'appui du cycle de marche. Nous pouvons à travers ces résultats nous demander en quoi la géométrie pure des surfaces articulaires du genou influent sur le mouvement et sur la position de ces axes.

1.2.3 Approche morpho-fonctionnelle et notion de points de contact

Le mouvement principal de l'articulation fémoro-tibiale se réalise dans le plan sagittal, il faut cependant garder à l'esprit que la cinématique se déroule dans un espace tridimensionnel. C'est pour cette raison que nous observons en début de flexion, une rotation interne automatique et une adduction du tibia et par conséquent que le mouvement de l'articulation ne se résume pas à une simple rotation du genou autour d'un axe mais à un mouvement combiné de roulement et de glissement (Klein 2008). Ce mouvement combiné de roulement et de glissement s'explique aussi grâce à la morphologie des surfaces articulaires.

Si nous regardons de plus près la morphologie des surfaces articulaires, nous constatons que le diamètre antépostérieur du plateau tibial (LT) est légèrement moins long que celui de la surface de roulement fémorale (LF) (Figure 23). Supposons que le fémur roule sur le tibia, étant donné la différence de longueur entre le condyle et le plateau, le fémur roulerait trop en arrière et aurait pour conséquence de luxer le fémur. A contrario, si le condyle fémoral glisse uniquement sur le plateau tibial, il y aurait un contact prématuré entre la diaphyse fémorale et le bord postérieur du plateau tibial. Si nous raisonnons en terme de points de contact entre le condyle et le plateau tibial, pour un glissement pur, le point de contact entre le condyle et le plateau tibial resterait fixe, tandis qu'il bougerait de façon antéro-postérieure dans le cas d'un roulement. Ces notions sont synthétisées en figure 23. Les premières études menées à ce sujet remontent à 1836 avec les frères Weber qui ont mis en évidence ce phénomène (Weber 1836). En 1917, les expériences de Strasser ont précisé un peu les choses. Ainsi le condyle roule sans glisser en début de flexion, puis le glissement devient de plus en plus présent jusqu'à la fin de la flexion où le roulement est absent. Depuis, il a été montré que le condyle externe (latéral) roulait pendant les 20 premiers degrés de flexion tandis que le condyle interne roule pendant 10 à 15 degrés (Kapandji, Castaing).

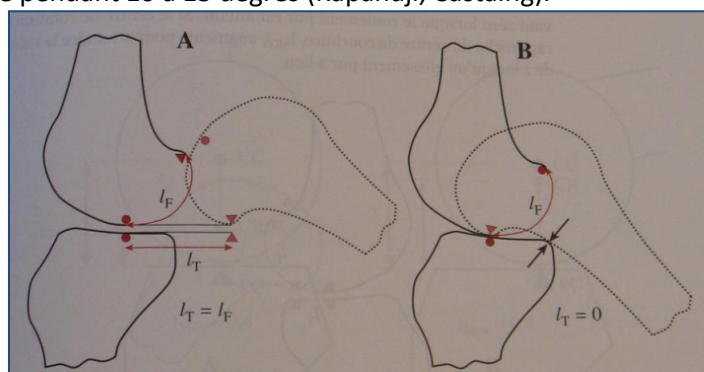


Figure 19: Représentation des comportements arthrocinématiques extrêmes du genou (Klein)

Partant de ces constations, nous nous sommes demandés comment la morphologie d'une structure osseuse pouvait impacter sur le mouvement associé à l'articulation.

L'approche qui consiste à lier la forme de l'articulation à son mouvement a été décrite dans les travaux de thèse de Guillard et d'Ibanez. En particulier, ces 2 auteurs ont étudié l'interdépendance entre la morphologie et la fonctionnalité. Le schéma ci-dessous résume cette notion d'interdépendance entre la forme et le mouvement d'une articulation.

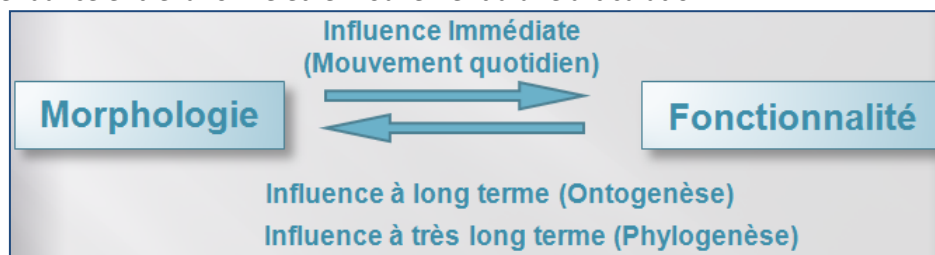


Figure 20 : Relation entre la morphologie et la fonctionnalité d'une articulation

Dans sa thèse et plus particulièrement dans le chapitre 5 traitant de la morphogénèse, Ibanez a synthétisé un certain nombre de travaux montrant que la morphologie n'est pas entièrement déterminée par le génome et que le système musculo squelettique se modèle durant les premières phases de la gestation. Ainsi les mouvements du fœtus conditionnent le bon développement des structures osseuses. Les mouvements des membres durant les premiers mois du nourrisson sont également essentiels au bon développement des articulations (Feduccia 1991). Ces mouvements

quotidiens font que la morphologie a une influence immédiate sur la fonctionnalité. Cependant, si la fonctionnalité s'éloigne des mouvements classiques, elle peut avoir une influence à plus ou moins long terme sur la morphologie. La structure osseuse s'adapte et se modifie pour optimiser l'exécution du mouvement. En effet selon la loi de Wolff, un os se modifie en fonction des contraintes qu'il subit (Wolff 1892). La morphologie s'apparente donc à une sorte de mémoire qui témoigne de l'activité physique.

Pour bien comprendre cette influence morphologique sur le mouvement d'une articulation et illustrer nos propos, prenons le cas d'un patient ayant subi une arthrodèse sous-astragaliennne pendant son enfance. Cet acte chirurgical consiste à souder l'astragale (=Talus) et le calcanéum et peut être indiquée en cas d'arthrose entre les 2 surfaces articulaires. (Cf coupe sagittale figure 25). Le patient qui subit une telle opération perd alors les mouvements de latéralité (Adduction/Abduction) de l'arrière du pied.

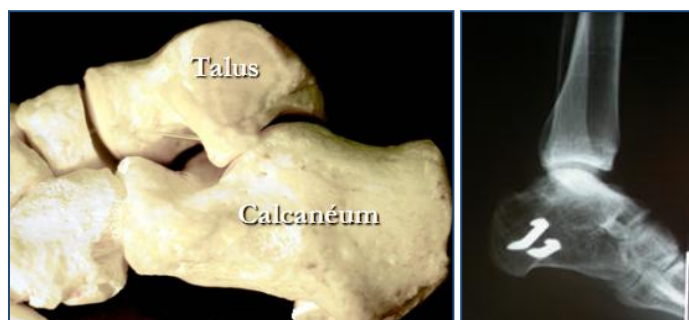


Figure 21 : Vue latérale de l'articulation sous-talienne et radiographie d'une cheville ayant subi une arthrodèse sous astragaliennne

Cependant malgré cette opération, certains patients récupèrent les mouvements de latéralités. Pour mieux comprendre ce phénomène, observons les radiographies d'une cheville saine et d'une cheville après arthrodèse. Si nous regardons de plus près la morphologie de l'articulation talo-crurale dans le plan frontal on voit que le dessus du talus est plan dans le cas d'une cheville saine.



Figure 22 : Coupe frontale d'un arthroscanner de cheville normale

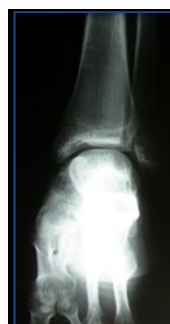


Figure 23 : Coupes frontales et sagittales d'une cheville ayant subi une arthrodèse sous astragaliennne

Chez les patients ayant subi une arthrodèse, on peut observer que le haut du talus s'apparente à une sphère. Cette adaptation morphologique à long terme (Ontogénèse) du talus permet aux patients de retrouver les mouvements de latéralité sans aucune douleur. On parle ici d'**adaptation morpho-fonctionnelle**.

L'exemple le plus significatif en ce qui concerne les modifications morphologiques à très long terme (phylogénèse) est lié à l'évolution de l'espèce humaine. Les membres inférieurs se sont allongés au fur et à mesure que l'homme a acquis la marche bipède.

1.2.4 Notion de point de contact, polode et développée

Ibanez s'est également intéressé à la modélisation du mouvement des surfaces articulaires dans un plan. Il considère deux courbes planes se déplaçant l'une (C1) par rapport à l'autre (C2) en restant toujours en contact par l'intermédiaire de ce que nous appellerons par la suite le **point de contact**.

Deux points de vue sont possibles pour traiter le problème de la détermination du mouvement. Si nous traitons le problème du point de vue de la géométrie différentielle en déterminant le cercle osculateur pour chaque déplacement sur la courbe (C). La courbe (C) correspond également au chemin des points de contacts.

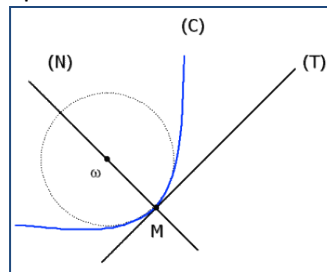


Figure 24 : illustration du cercle osculateur

La position des centres successifs de ce cercle osculateur correspond aux centres de courbures (ω) de la courbe (C). L'ensemble de ces centres de courbure ω constituent la **développée**.

Si maintenant nous traitons le problème du point de vue de la cinématique, on considère que la courbe (C) effectue un mouvement rigide qui n'est autre qu'une rotation autour d'un point appelé centre de rotation instantané. Lorsque le mouvement est continu, ces centres instantanés successifs forment la **polode**. Dans ses travaux Ibanez a montré que la développée et la polode sont 2 courbes confondues. Guillard est allé un peu plus loin dans ses travaux et a transposé le cas bidimensionnel d'Ibanez au cas tridimensionnel. C'est à partir de ces travaux que nous proposons une modélisation du mouvement fémoro-tibiale. Cette modélisation se base sur la morphologie de l'articulation bien que nous ayons conscience que l'environnement musculaire, les tendons, le cartilage et autres tissus nous jouent un rôle dans le maintien de l'articulation et influent également sur le mouvement.

1.3 Synthèse

Nous avons axé nos recherches sur l'articulation fémoro-tibiale qui s'avère faiblement congruente et particulièrement complexe. Cette complexité lui confère un certains nombres de mouvements à plusieurs degrés de liberté. Malheureusement aucun capteur ne nous permet actuellement d'accéder précisément à la morphologie et à la cinématique associée au genou en temps réel et sans que cela soit invasif pour le patient. C'est pourquoi nous nous sommes penchés sur l'étude de la morphologie de cette articulation afin de proposer une modélisation originale du mouvement de flexion/extension du genou. Bien que l'environnement des structures osseuses soit également essentiel pour décrire le mouvement, nous avons voulu quantifier la part de la

morphologie dans la fonctionnalité de cette articulation en développant une modélisation morpho-fonctionnelle originale basée sur la géométrie de l'articulation. C'est l'objet principal de la suite de ce chapitre.

2 Description de la modélisation morpho-fonctionnelle proposée

La modélisation que nous avons mise en place pour décrire le mouvement de flexion/extension du genou repose sur plusieurs hypothèses. La première se base sur les travaux d'Ibanez et Guillard. Elle repose sur le fait que pour le mouvement d'une courbe par rapport à une autre, **les centres de courbures sont confondus avec les centres instantanés de rotation**. Il en résulte notre deuxième hypothèse de travail, le genou ne possède pas un seul axe de rotation passant par les extrémités des condyles mais **plusieurs axes de rotation**. Enfin, la dernière hypothèse nous dit que **2 objets en mouvements sont liés par leur point de contact**. Dans le cas du genou, le point de contact est défini comme étant le point le plus proche en terme de distances entre le fémur et le tibia. La figure ci-dessous extraite des travaux de Guillard illustre ces propos. A chaque itération du mouvement une carte de distances entre le fémur et le tibia est calculée. La zone rouge représente la zone où les distances sont les plus faibles. C'est dans cette zone que Guillard a recherché le point de contact représenté sur l'image de gauche par une sphère blanche. L'image du milieu regroupe l'ensemble des points de contact calculé au cours du mouvement et l'image de droite représente la même chose mais une spline d'approximation relie les points entre eux. Il détermine ainsi la courbe des points de contact. Comme nous le montrerons plus tard, une approximation de cette spline pourra être contenue dans un plan de coupe pseudo sagittal du condyle.

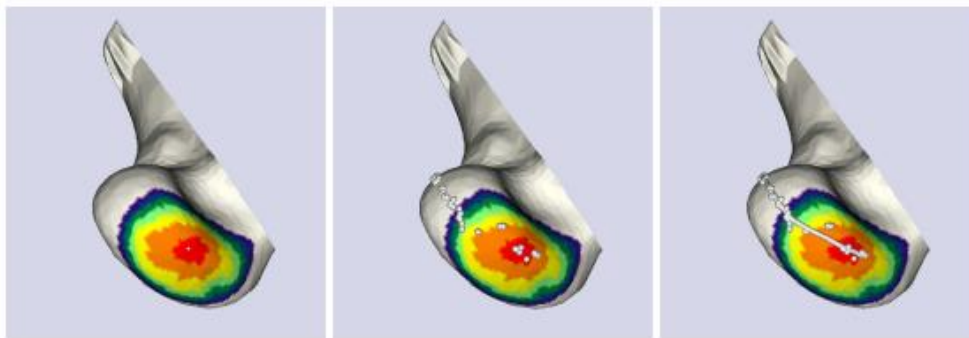


Figure 25 : Extraction de la courbe de contact ou chemin des points de contact

2.1 Du condyle entier vers la coupe pseudo sagittale de chaque condyle

Le diagramme de Flux ci-dessous présente la méthode mise en place pour extraire une modélisation de flexion/extension à partir d'une seule acquisition scanner de l'articulation fémoro-tibiale. Chaque étape sera ensuite décrite dans les sous-sections suivantes.

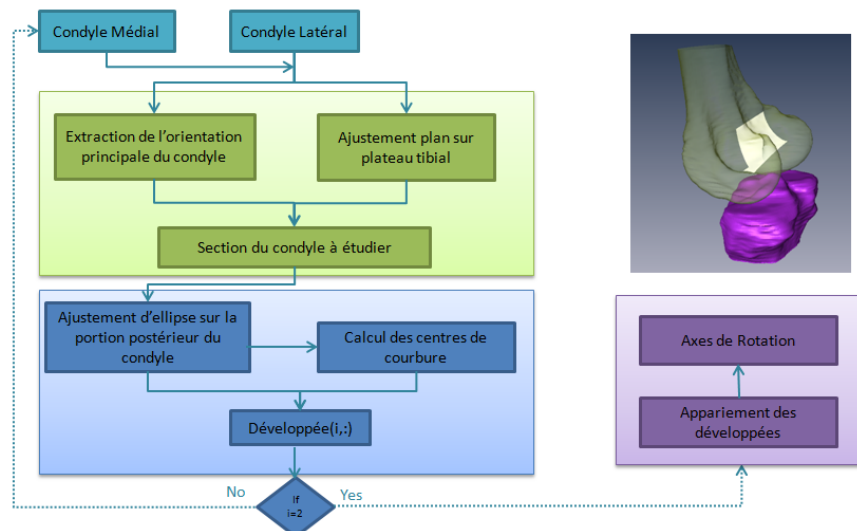


Figure 26 : Diagramme de Flux de la méthode d'extraction des axes de rotation du genou à partir d'une seule acquisition scanner

2.1.1 Mise en évidence du chemin des points de contact

La première étape de la mise en place de notre modélisation correspond à la recherche des centres de courbures. Aucun modèle mathématique n'étant suffisamment précis pour décrire de manière analytique chaque condyle, il a fallu trouver une alternative pour déterminer les centres de courbures de chacun des condyles. Comme la courbure des condyles ne varie pas significativement dans les différents plans sagittaux, c'est l'approche des anatomistes qui a été retenue pour déterminer la position des centres de courbure. Cette approche consiste à étudier une coupe sagittale de chaque condyle plutôt que l'intégralité du condyle. De plus, tout comme les travaux de Guillard, plusieurs auteurs se sont intéressés à la position des points de contact de l'articulation fémoro-tibiale en mouvement. Tandis que Blankvoort (Blankvoort 1990) a mis en évidence l'existence d'une zone de contact, d'autres auteurs ont étudié la position du chemin des points de contact (Qi 2013, Chen 2001, Hoshino 2012). Nous pouvons également citer les travaux de Wolf (Wolf 2008) dont la méthode sera décrite plus précisément dans le chapitre traitant de la cohérence articulaire. Ces travaux nous ont confortés dans le choix de calculer les centres de courbures dans 2 plans pseudo-sagittaux. Le calcul de ces plans est expliqué ci-après et la robustesse de ce calcul sera explicitée dans le chapitre 5 une fois que les outils de validation auront été décrits.

2.1.2 Sélection de la coupe pseudo sagittale

Etant donné que nos travaux accordent beaucoup d'importance à la morphologie, le choix de la coupe ne s'est pas fait de façon arbitraire mais a suivi un processus transposable aux différentes données scanner dont nous disposions. Nous avons donc décidé que l'orientation du condyle devait être prise en compte dans la sélection de la coupe pseudo-sagittale. La classification de Allaire présentée en début de chapitre 2 classe l'articulation fémoro-tibiale dans les articulations bicondylaires. Il préconise de modéliser chaque condyle par un ellipsoïde. Nous avons donc sélectionné les surfaces articulaires condyliques médiales et latérales sur lesquelles nous avons ajuster de manière robuste une quadrique. L'axe principal de l'ellipsoïde obtenu nous permet de déterminer l'orientation principale du condyle.

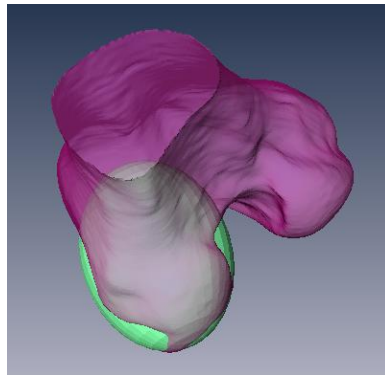


Figure 27 : Détermination de l'orientation principal du condyle latéral par ajuste robuste de quadrique.

On sélectionne ensuite les surfaces articulaires du plateau tibial sur lesquelles on ajuste un plan selon le critère des moindres carrés.

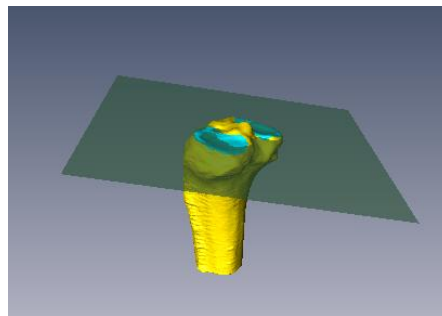


Figure 28 : Ajustement d'un plan sur le plateau tibiale

La coupe pseudo-sagittale sélectionnée correspond au plan qui contient l'axe principal de l'ellipsoïde et qui est perpendiculaire au plan du plateau tibial.

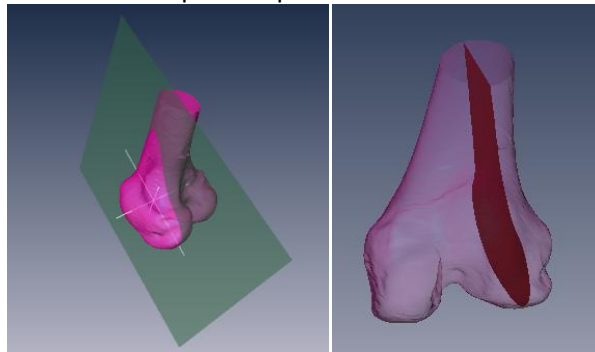


Figure 29 : Sélection de la coupe pseudo-sagittal

2.2 Calcul de la développée

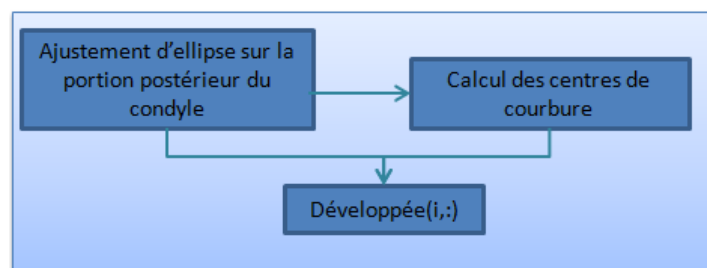


Figure 30 : Diagramme de flux du calcul de la développée

2.2.1 Description du repère de Frénet

Avant d'en venir au calcul de la développée, nous avons sélectionné la partie postérieure du condyle qui intervient dans le mouvement de flexion/extension du condyle. Elle apparaît en vert sur le schéma suivant. La sélection est telle que l'amplitude du mouvement de flexion atteint 100° en fin de flexion. Ce choix d'amplitude n'est pas complètement arbitraire dans la mesure où nous avons ensuite comparé le mouvement simulé à une cinématique enregistrée pour laquelle l'amplitude était de 100°. Les résultats seront regroupés dans le dernier chapitre du manuscrit.

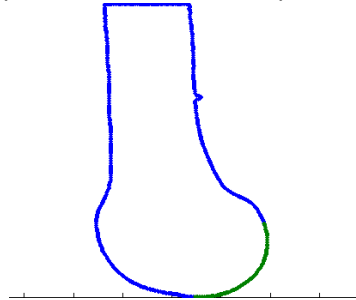


Figure 31 : Sélection de la partie postérieure du condyle

Le repère de Frenet nous permet d'étudier localement le comportement d'une courbe. C'est un repère local associé à un point décrivant une courbe qui permet de mener de façon systématique des calculs de courbure et de torsion.

Soit $\mathbf{r}(t)$ une courbe de l'espace euclidien, représentant le vecteur position d'une particule en fonction du temps.

Soit $s(t)$ la longueur d'arc que la particule a parcourue le long de la courbe.

Si $\mathbf{r}(s)$ est une courbe non dégénérée, paramétrée par sa longueur d'arc, le repère de Frenet est alors défini comme suit :

\mathbf{T} est le vecteur tangent unitaire. Il est dirigé dans le sens du mouvement.

$$\mathbf{T} = \frac{d\mathbf{r}}{ds} \quad (2.1)$$

\mathbf{N} est le vecteur normal unitaire. Il est orthogonal au vecteur \mathbf{T}

$$\mathbf{N} = \frac{\frac{d\mathbf{T}}{ds}}{\left\| \frac{d\mathbf{T}}{ds} \right\|} \quad (2.2)$$

Enfin \mathbf{B} est le vecteur unitaire binormal qui complète la base orthonormale directe. Il est égal au produit vectoriel des 2 vecteurs précédents :

$$\mathbf{B} = \mathbf{T} \wedge \mathbf{N} \quad (2.3)$$

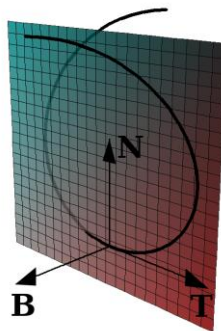


Figure 32 : Repère de Frenet (wiki 13)

Les formules de courbure κ et de torsion τ sont directement déductibles des formules précédentes :

$$\frac{d\mathbf{T}}{ds} = \kappa \mathbf{N} \quad (2.4)$$

$$\frac{d\mathbf{N}}{ds} = -\kappa \mathbf{T} + \tau \mathbf{B} \quad (2.5)$$

$$\frac{d\mathbf{B}}{ds} = -\tau \mathbf{N} \quad (2.6)$$

L'application de ces formules sur nos données a nécessité la mise en place d'une modélisation mathématique de la partie postérieure du condyle pour éliminer les outliers dus à la segmentation d'origine de nos données. Comme nous l'avons vu dans la section 1.2.1 de ce chapitre, plusieurs options s'offraient à nous et en particulier le choix de l'ajustement de l'ellipse. Ce choix est d'autant plus intéressant qu'il recoupe d'une certaine façon les travaux d'Allaire sur l'ajustement des quadriques. Dans le cadre de son ajustement de quadrique, il s'est basé sur les travaux de Fitzgibbon, ceux-là même que nous avons utilisé pour l'ajustement de l'ellipse.

2.2.2 Ajustement d'ellipse : description de la méthode

L'approche choisie repose sur la minimisation au sens des moindres carrés et garantit l'ellipse comme solution. La solution optimale est calculée directement et ne nécessite pas de processus itératif pour affiner les résultats. Cette méthode (Halir 2000) est une amélioration des travaux proposés par fitzgibbon et al (Fitzgibbon 1999). Les grandes lignes de cette méthode sont définies ci-après.

De manière générale, l'ellipse est un cas particulier d'une conique qui peut être décrit par un polynôme du second degré :

$$F(x, y) = ax^2 + bxy + cy^2 + dx + ey + f = 0 \quad (2.7)$$

Avec comme contrainte d'ellipse spécifique

$$b^2 - 4ac < 0 \quad (2.8)$$

où a, b, c, d, e, f sont les coefficients de l'ellipse et (x, y) les coordonnées d'un point lui appartenant. $F(x, y)$ correspond à la distance algébrique du point (x, y) à une conique donnée.

$$\mathbf{a} = [a, b, c, d, e, f]^T \quad (2.9)$$

$$\mathbf{x} = [x^2, xy, y^2, x, y, 1]$$

En introduisant les vecteurs précédents, l'équation (2.7) peut être réécrite de la manière suivante :

$$F_a(\mathbf{x}) = \mathbf{x} \cdot \mathbf{a} = 0 \quad (2.10)$$

De manière générale, l'ajustement d'une conique à un nuage de points $(x_i, y_i), i = 1 \dots N$ peut être approché par une minimisation de la somme des moindres carrés des distances algébriques des points à une conique de coefficients \mathbf{a} :

$$\min_{\mathbf{a}} \sum_{i=1}^N F(x_i, y_i)^2 = \min_{\mathbf{a}} \sum_{i=1}^N (F_a(\mathbf{x}_i))^2 = \min_{\mathbf{a}} \sum_{i=1}^N (\mathbf{x}_i \cdot \mathbf{a})^2 \quad (2.11)$$

L'équation (2.11) peut être résolue directement par une approche standard des moindres carrés, mais le résultat serait une conique et non spécifiquement une ellipse. Ce problème est dû à la définition de la contrainte (2.8) qui ne permet pas de satisfaire les conditions de Kuhn-Tucker. Dans le cas précis de l'ajustement contraint de l'ellipse, il est possible d'intégrer le facteur d'échelle à la contrainte elle-même et de la définir comme étant :

$$4ac - b^2 = 1 \quad (2.12)$$

L'ajustement de l'ellipse peut être assimilé à la minimisation suivante :

$$E = \|D\mathbf{a}\|^2 \text{ tel que } \mathbf{a}^T \mathbf{C} \mathbf{a} = 1 \quad (2.13)$$

où

$$D = \begin{pmatrix} x_1^2 & x_1 y_1 & y_1^2 & x_1 & y_1 & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ x_i^2 & x_i y_i & y_i^2 & x_i & y_i & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ x_N^2 & x_N y_N & y_N^2 & x_N & y_N & 1 \end{pmatrix} \text{ représente la minimisation de l'équation (2.11)}$$

$$\text{et } C = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \text{ la matrice de contrainte.}$$

Bien que la théorie utilisée par Fitzgibbon pour son ajustement d'ellipse soit correct, son algorithme peut rencontrer certaines difficultés du fait que la matrice C soit singulière. Dans la pratique, la conséquence directe est une instabilité numérique qui peut conduire à des valeurs erronées lors du calcul des éléments propres. De plus, l'affirmation qui tend à dire que le vecteur propre retenu correspond à la valeur propre la plus petite et positive est également erronée. Dans le cas idéal où l'ensemble du nuage de point représente une ellipse, la valeur propre est nulle. Ne pas tenir compte d'une valeur propre plus proche de 0 parce qu'elle est négative entraîne un ajustement d'ellipse non-optimal. C'est pourquoi, Halir et al ont proposé une amélioration de la technique proposée par Fitzgibbon. Cette méthode est entièrement décrite dans (Halir 2000)

C'est l'algorithme issu de cette méthode que nous avons utilisé pour ajuster une ellipse sur la portion de condyle intervenant dans le mouvement de flexion/extension.

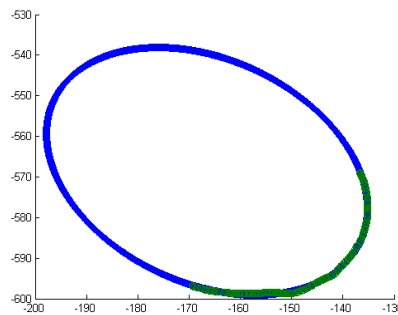


Figure 33 : Ajustement de l'ellipse sur la portion du condyle (en vert) dans le plan de coupe

Une fois cet ajustement effectué, nous obtenons notre modèle mathématique de la portion du condyle, et c'est sur cette ellipse que nous appliquons les formules de Frenet pour calculer les centres de courbure (Figure 34).

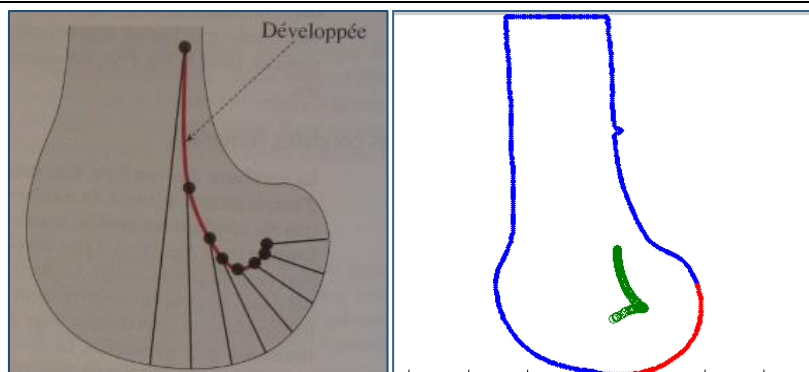


Figure 34 : Développement théorique (Klein) et calculée dans le plan de coupe grâce aux formules de Frenet

La portion du condyle est maintenant modélisée par une portion d'ellipse qui s'apparente donc à notre chemin des points de contacts.

Une fois que nous avons la développée d'un condyle, nous reprenons les mêmes étapes pour calculer la développée du second condyle. Enfin, la dernière étape correspond à la mise en correspondance des centres de courbures pour former les axes de rotation du genou.

2.2.3 Détermination des axes de rotation

Pour obtenir les axes de rotation, nous sommes repartis des points de contacts. Le premier point de contact de chaque condyle correspond au point de l'ellipse le plus proche du plateau tibial. A ces points de contact, correspondent des centres de courbures qui sont reliés entre eux pour former le premier axe de rotation du tibia par rapport au fémur fixe. Suite à une rotation d'un quart de degré réalisé autour de ce premier axe, les deuxièmes points de contact sont calculés pour former le 2ème axe et ainsi de suite. Nous obtenons un feuillet d'axe comme montré en blanc en figure 35.

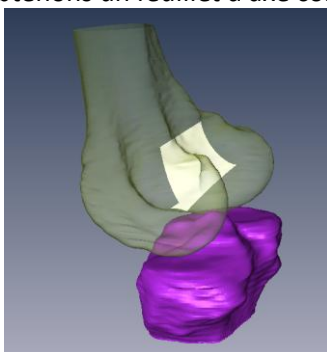


Figure 35 : Axes de rotation successifs entre le tibia et le fémur

3 Conclusion

Ce chapitre nous a permis de confronter les différentes méthodes de modélisations existantes dans la littérature afin de proposer notre propre modélisation basée uniquement sur la morphologie de la surface articulaire. L'avantage de notre modélisation est qu'elle n'est que peu invasive puisqu'elle ne nécessite qu'une seule acquisition scanner ou dans le meilleur cas IRM. La cinématique obtenue par cette modélisation sera comparée à la modélisation classique par un axe fixe Bicondylaire (appelé aussi axe statique par la suite) et à une cinématique enregistrée. De plus nous avons effectué une étude sur l'impact de la position de la coupe choisie pour la modélisation.

Cette étude nécessitant l'utilisation des outils de cohérence articulaire que nous présenterons dans le chapitre 4, sera par conséquent détaillée dans le chapitre 5 regroupant l'ensemble des résultats de cette thèse.

Chapitre 3

Comportement de deux surfaces en mouvement relatif : état de l'art

Sommaire

1	Définitions liées à la cohérence articulaire.....	52
2	Position relative de 2 surfaces articulaires : état de l'art	53
2.1	Distances entre les repères osseux	53
2.2	Distance relative entre 2 objets	54
2.3	Carte de courbure	56
2.4	Méthodes générales de détection de collisions au cours d'un mouvement	57
3	Présentation de l'indice de cohérence articulaire	61
3.1	Matériel	62
3.2	Estimateur de Tukey : application à la notion de distance	63
3.3	Estimateur de Tukey : application au nombre de vis-à-vis	63
3.4	Détermination des points de rejet	64
3.5	Applications.....	65
3.6	Application au mouvement huméro-ulnaire	69
4	Synthèse générale.....	72

1 Définitions liées à la cohérence articulaire

Nous avons vu dans le chapitre précédent que le fonctionnement d'une articulation dépend de plusieurs paramètres tels que la morphologie des surfaces articulaires, leurs positions relatives, les ligaments, les muscles... Dans ce chapitre, nous nous intéressons plus particulièrement à la mise en correspondance de 2 surfaces articulaires en vis-à-vis dans différentes articulations comme le genou, la hanche, le coude, l'épaule, le poignet... De manière générale, une articulation est composée d'une surface articulaire concave (**acétabulum** pour l'articulation de la hanche) et d'une surface articulaire convexe (**la tête fémorale**). Comprendre et décrire le fonctionnement d'une articulation dans son ensemble est ce qui a conduit Cédric Schwartz à qualifier et quantifier de manière globale les rapports inter-osseux par le biais de ce qu'il a appelé l'indice de cohérence articulaire. (Schwartz et al. 2013a)

La **cohérence articulaire** est la capacité pour 2 structures osseuses à rester bien en vis-à-vis au cours d'un mouvement physiologique.

En plus de cette notion de cohérence, vient s'ajouter la notion de **congruence articulaire** qui décrit le fait que 2 surfaces osseuses s'imbriquent plus ou moins bien pour former une articulation (Hamilton 1996). La congruence dépend fortement de la géométrie des surfaces articulaires en vis-à-vis. Ainsi, une articulation fortement congruente sera composée de surfaces articulaires qui seront **équidistantes c'est-à-dire que l'espace inter osseux sera globalement le même entre les 2 surfaces**, de **convexités opposées** et de **courbures locales similaires**. Reprenons l'exemple de la hanche via l'utilisation de la figure 36.

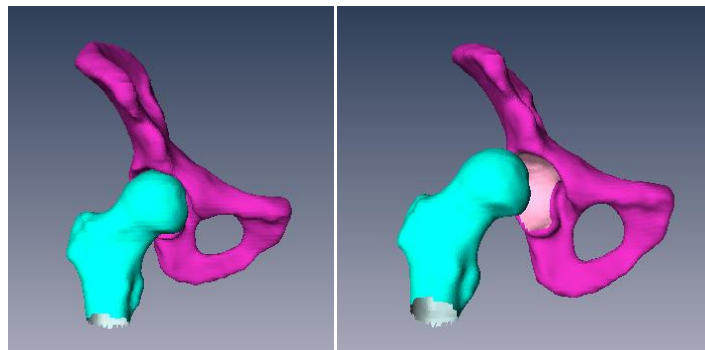


Figure 36 : Articulations de hanche en position physiologique ou cohérente (à gauche) et non physiologique ou non cohérente (à droite)

La hanche satisfait tous les critères de la congruence et fait partie des articulations les plus congruentes, cette caractéristique la classe parmi les articulations les plus difficiles à luxer. Dans cet exemple congruent, la bonne cohérence articulaire est définie lorsque la tête fémorale reste dans la cavité de la hanche formée par l'acétabulum au cours du mouvement c'est à dire que les positions relatives des structures osseuses restent stables. Dès lors que la tête fémorale s'éloigne de l'acétabulum comme pour l'image de droite, les distances entre les 2 surfaces articulaires augmentent et traduisent un état de mauvaise cohérence articulaire. Toute dislocation est donc synonyme de mauvaise cohérence articulaire.

Pour bien comprendre la notion de congruence, regardons l'articulation fémoro-tibiale. La géométrie de l'articulation est telle qu'elle ne satisfait pas tous les critères cités précédemment de la congruence. La notion d'équidistance n'est que localement respectée entre les condyles et le plateau tibial. Le plateau tibial latéral est convexe tout comme le condyle latéral, il n'y a donc pas opposition des 2 convexités.

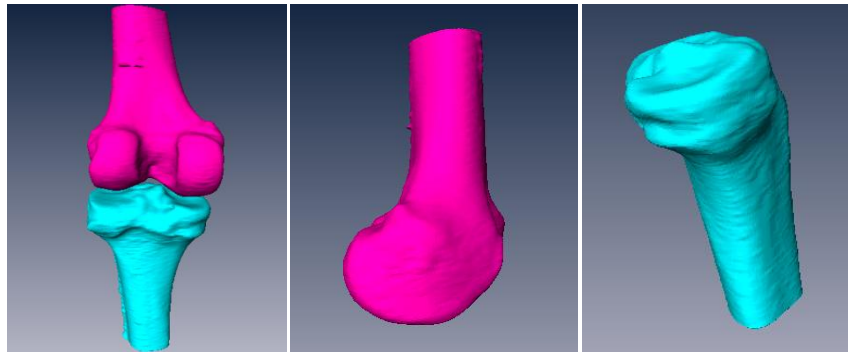


Figure 37 : Articulation Fémoro-Tibiale avec en rose le fémur et en bleu le tibia

Dans un premier temps nous nous sommes intéressés aux mesures de cohérence articulaire existantes dans la littérature. Puis repartant des travaux de Schwartz (Schwartz 2009) pour mesurer la cohérence articulaire, nous avons fait un état de l'art des méthodes de mise en correspondance de 2 surfaces en focalisant nos recherches sur les surfaces articulaires présentant une surface concave en vis-à-vis avec une surface convexe. Ces études ont pour but de détecter la présence de collision entre les surfaces articulaires au cours d'un mouvement. Cet état de l'art a permis également d'avoir un regard objectif sur les travaux qui ont constitué la base de notre travail avant de proposer nos propres indices capables de mesurer la cohérence articulaire présentés en chapitre 4.

2 Position relative de 2 surfaces articulaires : état de l'art

Les méthodes d'estimation de la cohérence articulaire dépendent fortement des objets 3D dont nous disposons. Ceux-ci sont dans la majeure partie des cas représentés par une tessellation issue de segmentation d'images scanner ou IRM. Dans tout ce qui suit, nous présenterons des méthodes de calculs de distances géométriques entre surfaces maillées. Plusieurs pistes ont été explorées pour étudier les rapports inter-osseux. En voici une synthèse bibliographique.

2.1 Distances entre les repères osseux

Il est possible de décrire les rapports inter-osseux par un certain nombre de paramètres géométriques liés à l'articulation. De manière générale cette méthode consiste à mesurer la distance entre certains repères osseux anatomiques comme ceux que l'on observe pour le coude sur la figure ci-dessous.

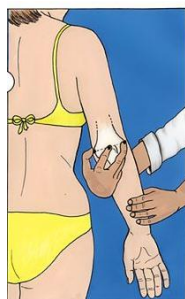


Figure 38 : les trois repères osseux du coude, l'épitrôchlée, l'épicondyle et la pointe de l'olécrane

Il est possible d'extraire par palpation de l'épitrôchlée et l'épicondyle du coude un axe de rotation. Le suivi de la position de cet axe nous donne des informations sur la position des structures osseuses. Ces repères osseux peuvent être obtenus comme nous l'avons vu dans les travaux de Allaire par ajustement robuste de quadriques. Il est par exemple possible d'obtenir un segment

passant par les épicondyles de l'humérus en ajustant un hyperboloïde au niveau du coude (Allaire 2007). Leboucher 2009 a ensuite montré que cet axe principal de quadrique décrivait bien l'axe de rotation du coude (Leboucher 2009). Prenons le cas de l'articulation gléno-humérale, un état de l'art des différentes mesures de distances entre repères osseux est proposée par (Devun 2008). Cependant, ces études détaillant les positions relatives des différentes structures de l'articulation gléno-humérale sont valables pour la position au repos et il n'existe que très peu d'information concernant l'évolution de cette configuration au cours du mouvement. Nous pouvons citer l'exemple de la variation de distance subacromiale étudiée sur des acquisitions scanners ou IRM en pseudo-cinématique (Hébert 2003). Mais tout ceci reste très spécifique à chaque articulation et nos travaux nous poussent à trouver une représentation plus générique.

2.2 Distance relative entre 2 objets

Dans un contexte géométrique, une collision est porteuse d'information concernant la position relative de 2 objets. Plusieurs distances sont capables de mesurer la position relative de 2 objets, ces distances ont été regroupées dans la revue de bibliographie traitant de la collision et des requêtes de proximités du recueil de Goodman (Goodman 2004).

La distance de séparation

Cette distance calcule la longueur du plus petit segment de droite joignant 2 jeux de points A et B :

$$dist(A, B) = \min_{a \in A} \min_{b \in B} \|a - b\| \quad (3.1)$$

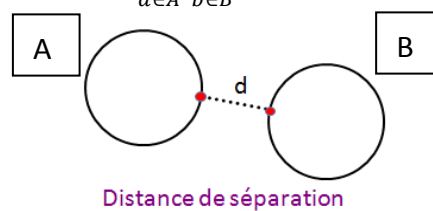


Figure 39 : Illustration de la distance de séparation

La distance de Hausdorff

Cette distance s'intéresse à la déviation maximale entre les 2 jeux de points et est surtout utilisée pour la comparaison d'objets 3D comme proposé dans les travaux de Aspert (Aspert 2002).

$$haus(A, B) = \max \left\{ \sup_{a \in A} \inf_{b \in B} d(a, b), \sup_{b \in B} \inf_{a \in A} d(a, b) \right\} \quad (3.2)$$

L'application principale qui sert à comparer la forme de 2 maillages peut être transposée au calcul des distances entre 2 surfaces présentant un maillage triangulaire comme c'est le cas pour les données 3D issues des segmentations scanner ou IRM. La méthode est décrite ci-dessous.

Soit p un point du triangle T. On cherche à calculer la distance entre p et le triangle T'.

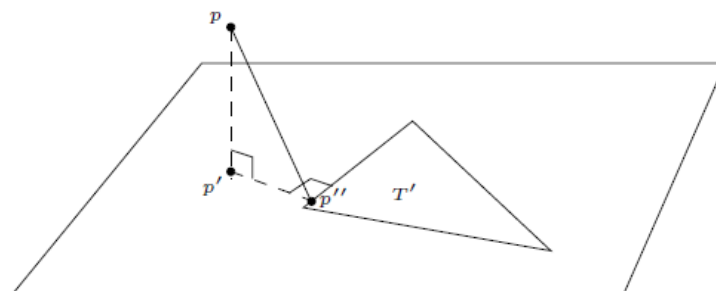


Figure 40 : Calcul de la distance de Hausdorff (Aspert 2002)

On commence par projeter orthogonalement le point p sur la surface contenant le triangle T' . Deux cas sont alors possibles, soit le projeté est sur le triangle T' et on calcule la distance entre p et p' , soit il est en dehors.

S'il est en dehors, on projette orthogonalement le point p' sur un des côtés du triangle. Deux cas se présentent alors :

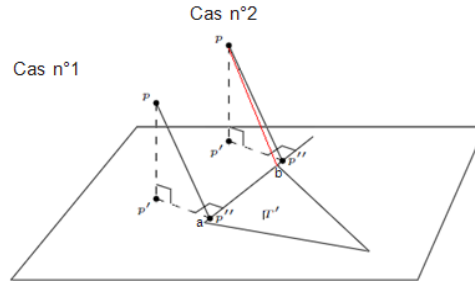


Figure 41 : Description des 2 cas possibles

Cas n°1 : $p'' \in [a,b]$	Cas n°2 : $p'' \in (a,b)$
$d = [pp'']$	On calcule si $A < 0$ alors p'' est plus proche de b si $A > 0$ et si $A > ab ^2$ alors p'' est plus proche de a

Les surfaces articulaires dont nous disposons sont représentées à l'aide d'un maillage triangulaire. Il est donc possible d'appliquer cette méthode pour calculer la distance entre nos 2 surfaces. Cependant, dans la mesure où nous cherchons la présence de collisions, elle ne peut s'appliquer en l'état. Nous avons besoin de la notion de distance signée et cette méthode faisant intervenir la distance euclidienne n'est pas compatible en l'état avec cette notion.

La connaissance de la distance n'est donc pas suffisante pour déterminer s'il y a collision ou non. Pour avoir une distance signée, nous pourrions nous baser sur cette méthode mais garder l'information de la direction que nous perdons en utilisant la norme, pour mettre en évidence des distances affectées d'un signe négatif. Un signe négatif serait donc synonyme de chevauchement entre les 2 surfaces.

Cette méthode est cependant très lourde en termes de calcul. Il est donc nécessaire de la coupler avec une autre méthode pour en réduire le temps de calcul.

La distance de recouvrement ou spanning distance

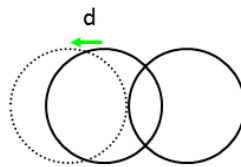
C'est la distance maximale entre les 2 jeux de données

$$span(A, B) = \max_{a \in A} \max_{b \in B} |a - b| \quad (3.3)$$

La distance de pénétration ou penetration depth

C'est la distance minimale nécessaire pour translater un jeu de données de telle manière que les 2 ensembles A et B soient disjoints

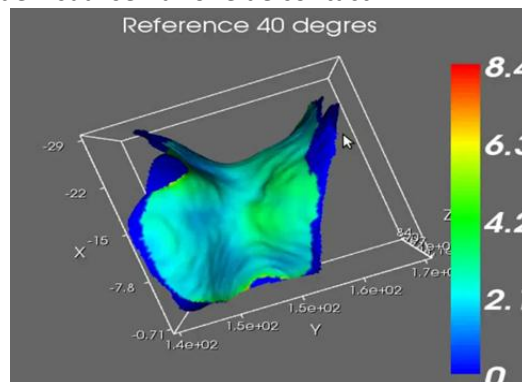
$$pen(A, B) = \min ||v|| \text{ tel que } \min_{a \in A} \min_{b \in B} |a - b + v| > 0 \quad (3.4)$$



Distance de pénétration

Figure 42 : Illustration de la distance de pénétration

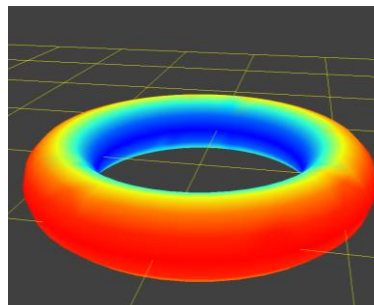
Le désavantage de ces méthodes est qu'elles ne prennent pas en considération la complexité de la géométrie 3D de l'objet. Or ces informations sont essentielles dans nos études sur le rapport entre les surfaces articulaires. Il est donc important de trouver une méthode qui utilise l'information surfacique de l'objet. Au cours de nos travaux, nous nous sommes intéressés aux cartes de distance. Ces cartes nous permettent de visualiser la zone de contact.

**Figure 43 : Exemple d'une carte de distance pour l'articulation huméro-ulnaire.**

Nous avons construit la carte de distance de la cavité ulnaire de la manière suivante. Pour chaque sommet de la cavité ulnaire, nous avons calculé (le détail du calcul serait expliqué dans la section 4.2) la distance entre ce sommet et le point le plus proche sur la trochlée humérale et nous avons attribué la valeur de la distance à ce sommet. Ainsi le dégradé de couleur sur la droite nous donne les distances en mm entre les 2 surfaces articulaires sur la cavité ulnaire. Malgré l'avantage pédagogique d'une telle méthode, elle s'avère très longue en temps de calcul et en masse de données. En effet, une carte est calculée et enregistrée pour chaque itération du mouvement. Toujours dans l'optique de la recherche d'un critère global pour décrire l'interaction entre les surfaces articulaires nous n'avons pas retenu cette méthode pour la suite que pour illustrer nos propos.

2.3 Carte de courbure

Dans le même genre de méthodes utilisant la surface 3D, nous pouvons citer la comparaison des cartes de courbures des 2 surfaces en vis-à-vis.

**Figure 44 : Carte de courbure gaussienne d'un tore**

Il existe une adéquation entre les courbures de 2 surfaces articulaires lorsqu'il y a une bonne cohérence. La courbure la plus utilisée est la courbure RMS (Root Mean Square) (Ateshian 1992, Kralovic 2000) et est définie en chaque point par :

$$K_{RMS} = \sqrt{\frac{K_{min}^2 + K_{max}^2}{2}} \quad (3.5)$$

où K_{min} et K_{max} sont les courbures principales minimale et maximale de la surface en chaque point. McLaughlin (McLaughlin 2005) effectue une moyenne des courbures de la surface de contact pour évaluer la congruence articulaire entre le fémur et la patella. Il montre ainsi que la congruence articulaire augmente avec les angles de flexions croissants. Bien que cette méthode soit basée sur la géométrie de la surface de contact, la limitation réside dans le fait que cette méthode ne nous donne aucune indication sur la présence d'éventuelles collisions ou dislocations.

Dans la littérature, des centaines de papiers ont traité les problèmes de détection de collision entre objets mais peu d'entre eux relève du domaine médical. Nous avons effectué des recherches sur l'état de l'art concernant la détection de collision au cours d'un mouvement, tout d'abord d'un point de vue assez général puis plus spécifique au cas de la congruence articulaire comme définie en début de chapitre.

2.4 Méthodes générales de détection de collisions au cours d'un mouvement

2.4.1 Méthodes basées sur les volumes limitants

La principale utilisation des volumes limitants (bounding volume hierarchy) est la décomposition d'objet 3D en sous objets. Ainsi, nous obtenons un découpage de notre objet complexe en sous objets simples. Cette décomposition est souvent utilisée pour la détection de collision entre 2 objets. L'intérêt d'employer ce type d'outil dans la détection de collision réside dans le fait que nous utilisons des représentations simplifiées de notre objet réel ce qui réduit les temps de calculs dans le cadre d'une application en temps réel. Au lieu de s'intéresser aux maillages complets des 2 surfaces pour détecter les collisions, il suffit de regarder si des volumes appartenant à chacun des objets sont en collision grâce à un calcul de distance. Il existe plusieurs types de volumes limitants.

2.4.1.1 Les volumes sphériques (Quinlan 1994)

La première étape du processus de décomposition en sous-volumes consiste à englober l'objet dans une seule sphère.

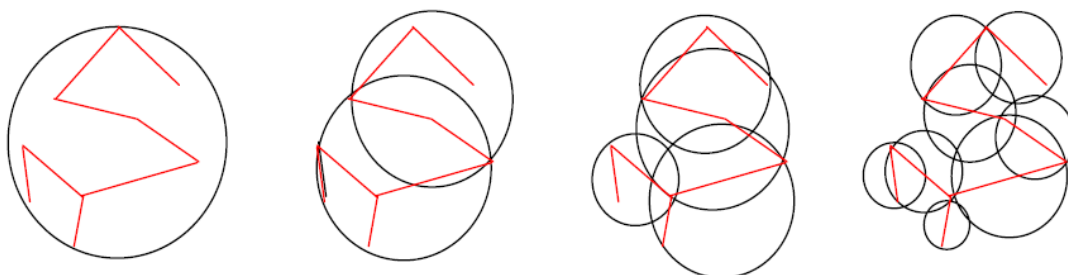


Figure 45 : Etape successive de décomposition d'un objet en sous volume (Bismi 2001)

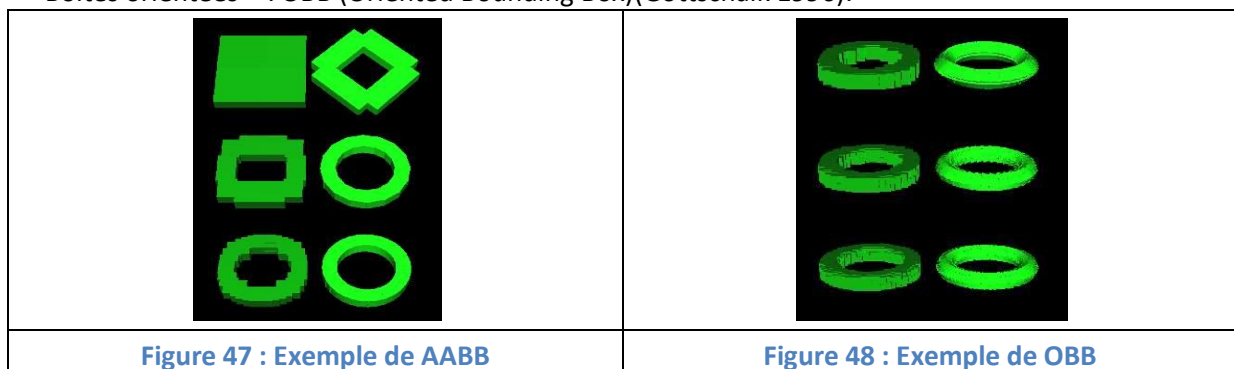
Une fois que l’objet est englobé par la sphère, on divise cette sphère en 2 sphères qui contiennent à elles-deux l’ensemble de l’objet et ainsi de suite. Grâce à cette méthode, nous pouvons avoir une représentation approchée de notre objet réel comme le montre la figure ci-dessous. Plus le nombre de sous sphères utilisées est important, meilleure est la résolution de l’objet obtenu par une telle approximation.



Figure 46 : Exemple de décomposition en sphère d’un objet 3D

2.4.1.2 Les boîtes alignées suivant un axe et boîtes orientées

Dans tout ce qui suit, nous remplacerons « Boîtes alignées suivant un axe » par son abréviation anglaise : AABB (Axis-Aligned Bounding Box) (Bergen 1998). Nous ferons de même pour « Boîtes orientées » : OBB (Oriented Bounding Box)(Gottschalk 1996).



Les figures 47 et 48 nous montrent l’approximation d’un tore à l’aide de 2 types de volumes limitants. Nous observons que de meilleurs résultats sont obtenus dans le cas où un volume orienté est utilisé.

Cette méthode pourrait être utilisée pour détecter la présence ou non de collision mais dans le cas où la collision serait avérée elle ne serait pas suffisamment précise et il serait nécessaire de reprendre en considération le maillage.

2.4.2 Méthode Hybride

La méthode dite « hybride » est une méthode qui regroupe les 2 méthodes précédentes. Elle se déroule en deux étapes. Elle fait intervenir 2 surfaces dont le maillage est triangulaire. Les volumes limitants sont utilisés pour caractériser ces surfaces (Xiao 2006).

Dans un premier temps, il y a une recherche pour savoir si des collisions existent entre les sous volumes des 2 surfaces. Si aucune collision n’est détectée, l’algorithme s’arrête. Si des collisions sont détectées, alors la distance entre les deux surfaces est alors calculée. Cette méthode hybride permet de gérer les points de contacts multiples.

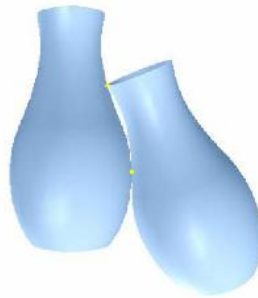


Figure 49 : Collisions multiples entre 2 vases (Xiao 2006)

L'avantage de cette méthode concernant la détection de collisions est qu'elle gère les collisions multiples. Le temps de calcul est également diminué du fait qu'au départ on s'intéresse uniquement aux volumes limitant et qu'on ne calcule les distances que si des collisions existent entre les objets.

Cette méthode gérant à la fois la concavité et la convexité de 2 surfaces, elle pourrait être appliquée à l'étude des positions relatives entre les surfaces articulaires.

2.4.3 Découpage ou échantillonnage de l'objet 3D pour la détection de collision

Il existe différentes méthodes de détection de collisions basées sur un échantillonnage des structures 3D. Intéressons-nous aux travaux d'Arbabi (Arbabi 2009) (Arbabi 2010) qui proposent 2 méthodes d'échantillonnage de la structure 3D. Ces méthodes sont principalement basées sur la géométrie de l'articulation. Ainsi un découpage cylindrique de l'objet sera préféré dans le cas d'articulation dont 1 axe est nécessaire pour décrire le mouvement. En ce qui concerne les articulation à centre, le découpage radial sera utilisé. Découpage cylindrique de l'objet

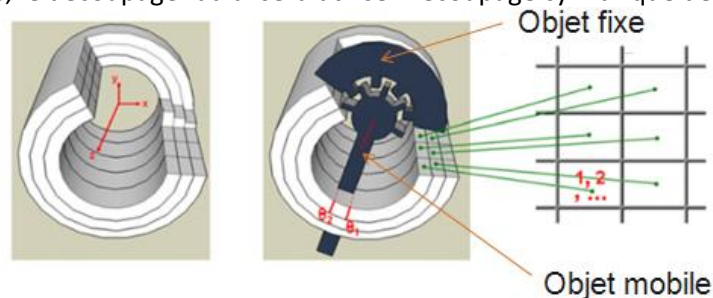


Figure 50 : Découpage cylindrique d'un objet fixe (Arbabi 2009)

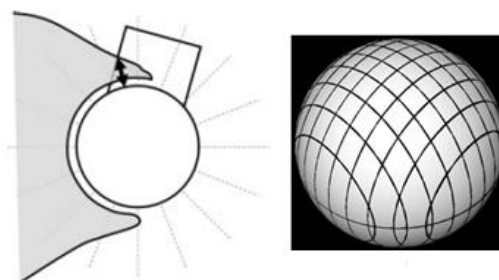


Figure 51 : Découpage radiale (Arbabi 2009,2010)

2.4.4 Utilisation d'une "brosse" d'échantillonnage

Un des enjeux majeurs de la mise en correspondance de surfaces articulaires est la détermination des points de contact qui se succèdent au cours du mouvement. La connaissance de ces points de contact permet de prédire le mouvement des articulations. Nous nous intéresserons ici

au cas particulier de l’articulation fémoro-tibiale (Wolf 2008) bien que cette méthode s’applique à tout objet en mouvement.

Les points de contact entre le fémur et le tibia lors d’une flexion représentent une information vitale pour les études biomédicales et les simulations du mouvement du genou. Cette connaissance a aussi son importance en ce qui concerne le design des implants. La figure ci-dessous illustre la façon dont les points de contacts sont calculés. Coupe par coupe, on récupère le profil de l’articulation et la distance la plus courte entre le fémur et le tibia est calculée. Le point de contact à une itération donnée est le point dont la distance entre le fémur et le tibia est la plus courte parmi l’ensemble des coupes.

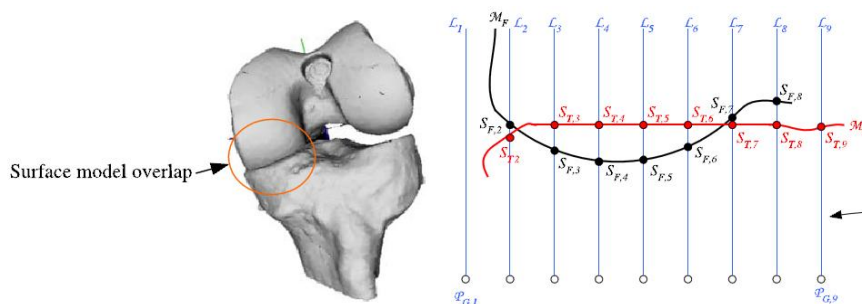


Figure 52 : Exemple de chevauchement entre 2 surfaces articulaires et détermination du point de contact. La ligne rouge représente le plateau tibial, la ligne noire représente le fémur [WOL08].

Par exemple, dans la figure ci-dessus, le point de contact est obtenu en L_7 . Sur l’ensemble du mouvement, on peut en déduire le chemin des points de contact sur le tibia et sur le fémur.

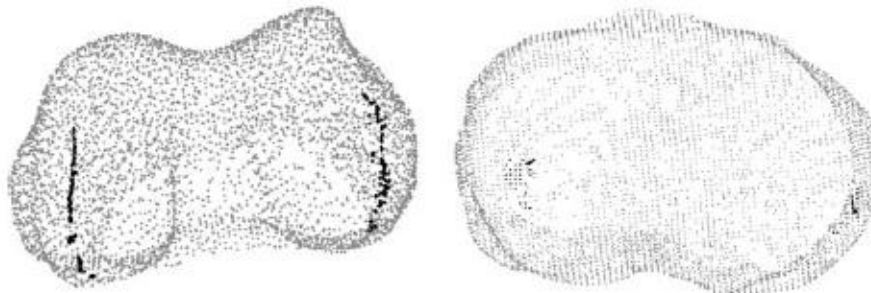


Figure 53 : Chemin des points de contact sur le tibia et sur le fémur [WOL08]

Lors du calcul des points de contact et à partir de la Figure 53 nous pouvons voir que suivant l’échantillonnage choisi, l’algorithme est amené à laisser de côté des points de contact. En effet, entre L_2 et L_3 , la ligne rouge et noire se croise. Or ce croisement est synonyme d’un chevauchement entre les surfaces. Si nous nous positionnions dans un repère orthogonale, cette collision serait détectée car la distance entre S_{F3} et S_{T3} seraient négatives.

D’après la figure 53, il semble que le chemin des points de contact suive une ligne et ne se disperse pas sur les condyles. Cette observation va dans le sens que le chemin des points de contacts suit une coupe pseudo-sagittale comme proposé au chapitre 2.

2.4.5 Mise en place d’une surface de glissement

La méthode proposée dans l’article de Martijn Van de Giessen (Van de Giessen 2009) est avant tout une méthode de recalage de structures osseuses. Pour décrire sa méthode, il est amené à utiliser la notion de surface de glissement, une notion que nous avons envisagée de mettre en place dans le cadre de la quantification de la cohérence articulaire.

Cette surface est équidistante des 2 surfaces mises en correspondances comme le montre la figure ci-dessous.

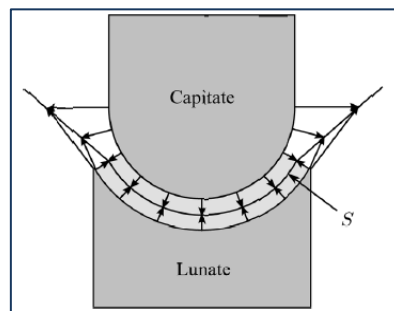


Figure 54 : Définition de la surface de glissement (Van de Giessen 2009)

Une fois la surface de glissement définie, nous pourrions suivre l’évolution des déformations qu’elle subit au cours du mouvement et ainsi caractériser le type de mouvement. Nous pourrions ainsi mettre en évidence les éventuelles collisions ou dislocations. Cette méthode essentiellement visuelle a l’avantage de tenir compte de la géométrie de la surface articulaire mais reste lourde en terme de visualisation. Pour chaque itération du mouvement il faudrait revenir à la visualisation de cette surface pour localiser les lieux de collisions et dislocation.

Etant à la recherche d’une méthode pour quantifier la cohérence articulaire, nous n’avons pas retenu ces méthodes au profit d’une méthode plus directe et moins lourde en terme de représentation. Les méthodes ci-dessus, bien qu’elles permettent de détecter des collisions de façon précise, restent lourdes lorsqu’il s’agit de les utiliser au cours d’un mouvement. Malgré tout, cet état de l’art nous a permis de mieux comprendre et de mieux cibler nos attentes quant à la mise en place d’une technique pouvant quantifier la cohérence articulaire. Ainsi l’outil que nous mettrons en place devra être capable :

- de faire la distinction entre une situation normale et une situation anormale
- Savoir dans quelle mesure une situation est anormale et s’il s’agit d’une collision ou d’une dislocation en se basant sur la géométrie des surfaces articulaires.

Dans le paragraphe suivant et pour finir cette revue de littérature, nous rappelons l’indice proposé par Schwartz qui répond partiellement à ces objectifs. Nous en présenterons plus particulièrement les avantages et inconvénients qui nous ont permis de déterminer des critères pour l’élaboration de nos propres outils.

3 Présentation de l’indice de cohérence articulaire

La méthode que nous cherchons à mettre en place pour mesurer la cohérence articulaire doit tenir compte des remarques précédentes; à savoir être capable de décrire le comportement de l’articulation au cours du mouvement en se basant sur la géométrie de cette dernière. Lors de précédents travaux du LaTIM, Schwartz a proposé un indice de cohérence articulaire dans ce but. Cet outil utilise notamment une méthode de calcul de distances point/surface entre 2 maillages en vis-à-vis et tenant compte des normales à chaque portion de surface. Cet indice a été développé pour l’articulation gléno-humérale c’est pourquoi un certain nombre d’adaptations seront à prévoir pour qu’il puisse être transposé à d’autres articulations, en particulier le genou. Nous nous proposons ici de reprendre et compléter les simulations publiées dans (Schwartz 2011 CMBBE) pour bien

comprendre les limitations de ce premier indice et justifier la proposition d’un nouvel outil au chapitre 4.

3.1 Matériel

3.1.1 Focus sur l'articulation Gléno-Humérale

Etant donné que l'indice a été exclusivement développé pour cette articulation, nous serons amenés à employer des termes spécifiques liés à cette articulation. Nous faisons donc ici un rapide rappel de la position des surfaces articulaires utilisés pour la suite :

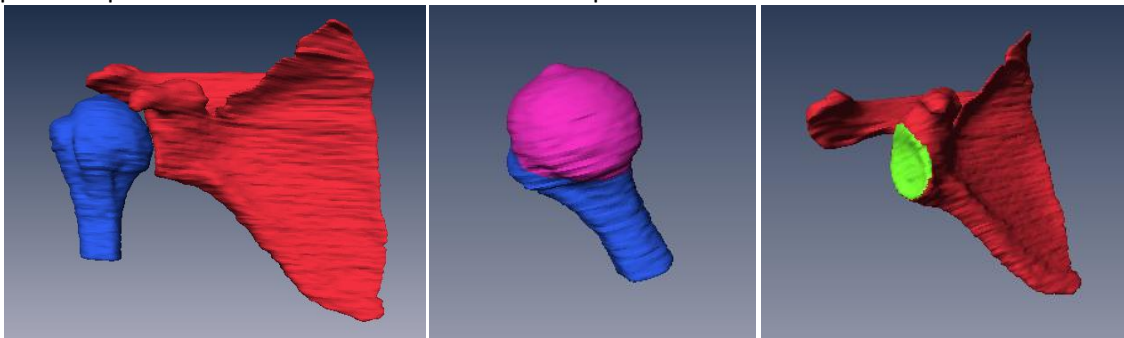


Figure 55 : Articulation gléno-humérale

L'image de gauche présente l'articulation glénohumérale (l'humérus en bleu et la scapula en rouge). L'articulation glénohumérale se compose des surfaces articulaires suivantes :

- La tête humérale en rose sur la figure 63 du milieu
- La glène en vert sur la figure de droite.

3.1.2 Position de référence

L'indice a été développé de telle sorte qu'à chaque instance du mouvement on se réfère à une position de référence qui correspond à une situation physiologique. La seule position physiologique dont nous disposons est issue de la segmentation des images IRM ou scanner. Dans le cas où nous modélisons le mouvement à partir de cette position initiale, cette position est la seule pour laquelle nous avons la certitude d'une bonne cohérence articulaire. Dans tout ce qui suit, la distribution des appariements qui nous servira de référence sera donc celle issue de l'acquisition faite par un imageur.

En comparant les distributions temporelles à la référence nous émettons implicitement l'hypothèse que les distributions temporelles restent proches de la position de référence au cours du mouvement. Les travaux de Soslowsky sur l'évolution de la surface de contact de l'articulation gléno-humérale (Soslowsky 1992) nous aident à nuancer nos propos et nous encourage à trouver une mesure qui sera robuste aux évolutions de ces surfaces de contact.

L'indice proposé par Schwartz répond à ses contraintes :

- en considérant que la distribution des distances entre les surfaces articulaires restent proches de la distribution de référence
- en regardant si le nombre de points appariés est proche du nombre de points appariés pour la position de référence

Comme nous allons le voir dans les sections suivantes, ces 2 points sont indissociables pour avoir une bonne mesure de la cohérence articulaire.

3.2 Estimateur de Tukey : application à la notion de distance

La première étape du calcul de l'indice consiste à mesurer la distribution moyenne des distances entre les 2 surfaces articulaires. Soit une surface maillée $S(P,T)$ où P et T représentent les ensembles de sommets et facettes de la surface maillée triangulairement. Soit p_1 un point de S_1 (Glène) dont on connaît la normale \mathbf{n}_1 , on cherche sur S_2 une facette dont la normale \mathbf{n}_2 est colinéaire à \mathbf{n}_1 . Si plusieurs facettes de S_2 (Tête Humérale) répondent à ce critère, la facette choisie sera celle qui sera la plus proche de p_1 en termes de distance euclidienne. Nous cherchons des correspondances pour chaque sommet de S_1 . De plus afin que l'indice puisse tenir compte des éventuelles collisions, une zone de frottement a été déterminée de telle sorte que l'on cherche une correspondance au point p_1 suivant l'opposé de sa normale. Une distance recherchée dans la zone de frottement serait alors signée (négative). Les distances sont ensuite moyennées.

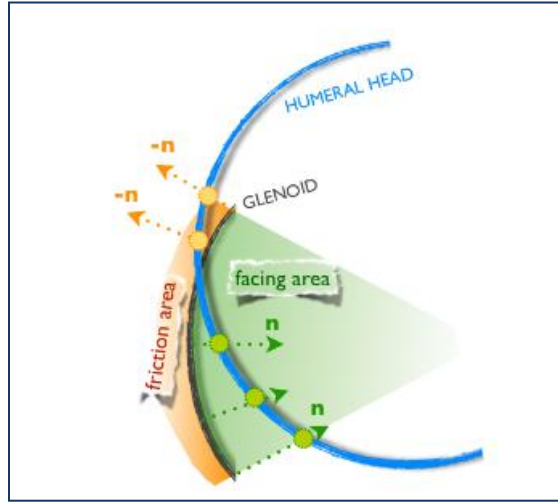


Figure 56 : Description de processus d'appariements des points pour le calcul des distances (Schwartz 2011)

La première partie de l'indice est liée à la distance moyenne entre les 2 surfaces articulaires et fait intervenir l'estimateur robuste de Tukey suivant :

$$D(t) = \begin{cases} \left(1 - \left(\frac{d(0) - d(t)}{r_D}\right)^2\right)^2, & \text{si } |d(0) - d(t)| < r_D \\ 0, & \text{sinon} \end{cases} \quad (3.11)$$

Où $d(0)$ correspond à la distance moyenne à l'instant de référence et $d(t)$ la distance moyenne à un instant t du mouvement. r_D correspond au point de rejet des distances de l'estimateur. Nous reviendrons plus tard sur le choix de la valeur de ce point de rejet.

3.3 Estimateur de Tukey : application au nombre de vis-à-vis

Nous avons vu précédemment que la surface de contact entre 2 structures évoluait au cours du mouvement. Les schémas ci-dessous présentent différents scénarios qui corroborent l'importance de tenir compte du nombre de vis-à-vis pour le calcul de l'indice.

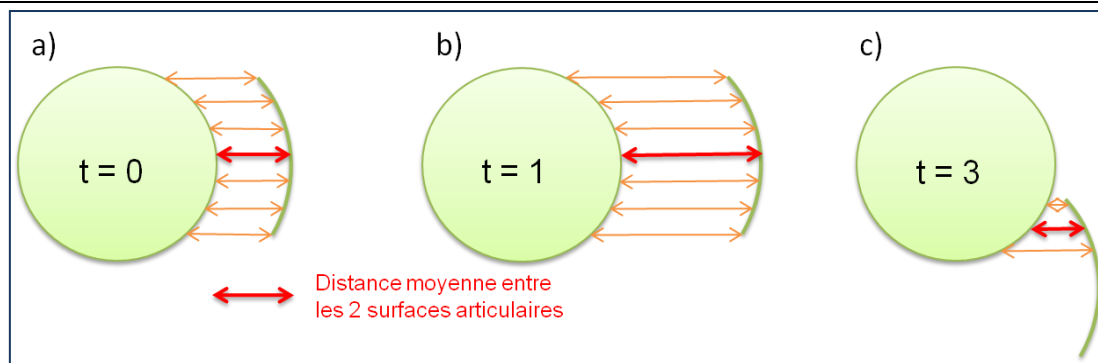


Figure 57 : Scénarios de mise en correspondance de 2 surfaces articulaires

La flèche rouge symbolise la distance moyenne entre les 2 surfaces. (a) correspond à la position de référence, (b) correspond à une situation où le nombre de vis-à-vis est préservé alors que les 2 surfaces s'écartent, enfin (c) correspond à une situation où la notion de distance moyenne est préservée bien que le nombre de vis-à-vis ne le soit pas. Si nous calculions l'indice en se basant uniquement sur la notion de distance moyenne, à l'instar du dernier scénario, nous aurions des valeurs d'indices qui ne s'écarteraient pas beaucoup de la référence et qui seraient indicateurs d'une bonne cohérence articulaire alors que les surfaces ne sont plus dans une configuration de cohérence articulaire. Tenir compte du nombre de points appariés prend alors tout son sens.

$$N(t) = \begin{cases} \left(1 - \left(\frac{n(0) - n(t)}{r_N}\right)^2\right)^2, & \text{si } |n(0) - n(t)| < r_N \\ 0, & \text{sinon} \end{cases} \quad (3.12)$$

Où $n(0)$ correspond au nombre de points appariés à l'instant de référence et $n(t)$ au nombre de points appariés à un instant t du mouvement. r_N correspond au point de rejet des vis-à-vis de l'estimateur.

Enfin l'indice de cohérence articulaire aura pour valeur finale le produit de ces 2 contributions :

$$IC(t) = D(t) \cdot N(t) \quad (3.13)$$

Cet indice de cohérence $IC(t)$ prend ses valeurs entre 0 et 1. Une valeur proche de 1 témoigne d'une excellente cohérence articulaire comparable à celle obtenue à l'instance de référence.

3.4 Détermination des points de rejet

Concernant le point de rejet lié au nombre de vis-à-vis, il a été choisi de telle façon que le poids de l'estimateur soit nul si il n'y a plus de vis-à-vis entre les 2 surfaces articulaires. Cette contrainte impose que r_N soit égal au nombre de points en vis-à-vis pour la position de référence.

Concernant le point de rejet lié à la fonction de poids des distances, sa définition est plus complexe et dépend de l'articulation étudiée. Prenons l'exemple de l'articulation gléno-humérale pour laquelle cet indice a été spécifiquement développé. Boileau (Boileau 1997) a montré que le diamètre moyen de la tête humérale était de l'ordre de 46,2 mm. Il a été estimé qu'une variation de plus d'1/3 du diamètre moyen de la tête humérale de la distance moyenne entre la glène et la tête correspondait à une situation non physiologique. De plus, il est important de tenir compte des erreurs de segmentations et de la non considération des surfaces cartilagineuses qui imposent le

maintien d'une certaine distance entre les surfaces articulaires. Ces erreurs peuvent être assimilées à la valeur de l'écart type σ_0 de la distribution des distances calculée pour la position de référence. Ainsi le point de rejet est égal à $(15+\sigma_0)$.

Il serait envisageable d'appliquer le même type de méthode pour des articulations de type rotule comme la hanche, mais dès lors que la géométrie des surfaces articulaires s'éloigne de la sphéroïde, cette définition du point de rejet n'est plus valable et il sera donc nécessaire d'effectuer quelques ajustement pour calculer l'indice.

3.5 Applications

3.5.1 Tests sur des surfaces synthétiques

Afin de se familiariser avec l'indice et d'en **montrer les limites**, nous avons effectué quelques tests sur des données synthétiques. Nous avons fixé la valeur du point de rejet en distance à 15mm. Tout d'abord intéressons-nous à un mouvement de rotation autour de l'axe z entre 2 demi-sphères concentriques de diamètre 42 et 40 mm comme présentées en figure 58. Le choix des demi-sphères est un choix qui nous permet de maîtriser précisément nos paramètres d'entrée.

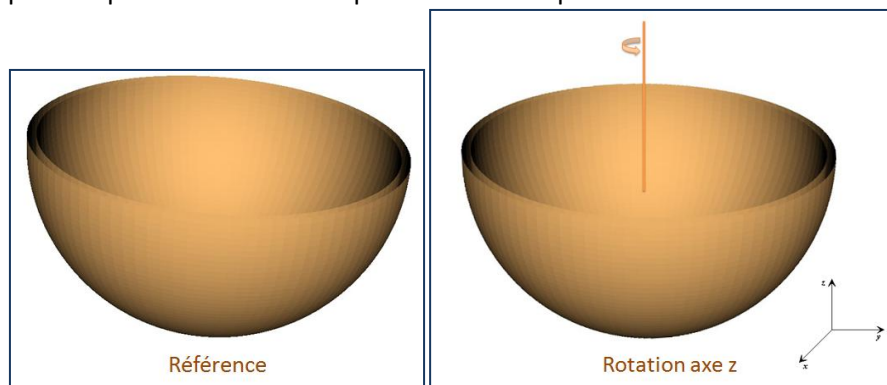


Figure 58 : Rotation Axe z

Nous avons évalué cette simulation à l'aide de l'indice de cohérence. Un tel mouvement implique que la distance moyenne entre les 2 surfaces ainsi que le nombre de vis-à-vis (VAV) n'évolue que très légèrement, ceci a pour conséquence d'avoir un indice de cohérence qui reste proche de 1 tout au cours du mouvement. Nous avons ici l'exemple type du mouvement parfait, regardons d'un peu plus près ce que nous obtenons sur des mouvements présentant des anomalies.

Nous avons simulé plusieurs mouvements induisant une perte de vis-à-vis, l'un d'eux correspond à un éloignement entre les 2 surfaces, l'autre à une diminution de la surface de contact par rotation et le dernier à une collision entre les surfaces articulaires.

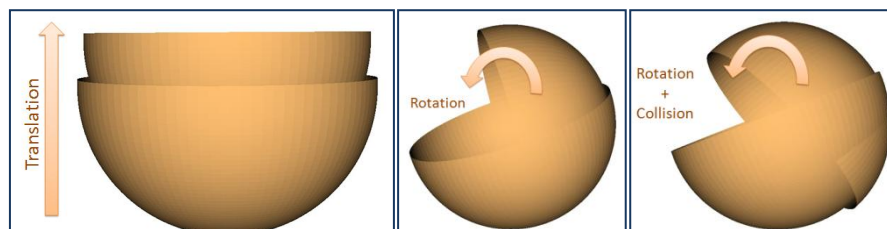


Figure 59 : Schémas des différentes simulations de mouvement entre 2 demi-sphères

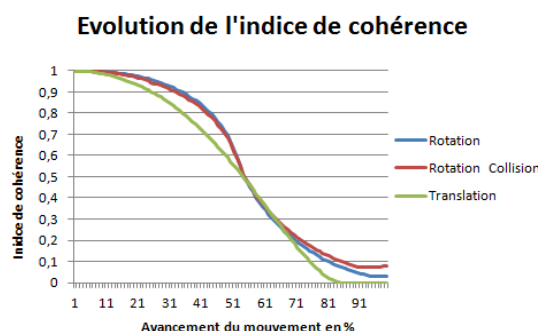


Figure 60 : Evolution de l'indice de cohérence pour les 3 simulations

Pour les 3 simulations de mouvements, nous observons une chute de l'indice. La première remarque que nous pouvons faire sur ces courbes est qu'elles nous indiquent bien un problème de mise en correspondance des 2 surfaces. Cependant, il est difficile d'une part de différencier les 2 mouvements de rotation et d'autre part, dans l'hypothèse où ne nous connaîtrions pas la nature du mouvement, nous ne saurions expliquer la nature (collision ou dislocation) du problème lié à la chute de l'indice. Etant donné que nous connaissons et maîtrisons nos paramètres d'entrée, nous pouvons étudier plus en détail les simulations de mouvements présentées ci-dessus.

En ce qui concerne le basculement sans collision, cette chute de l'indice est uniquement due à la chute du nombre de vis-à-vis. En effet, nous sommes en présence de 2 sphères concentriques et le mouvement est tel, que pour chaque itération du mouvement, la distance moyenne entre les surfaces est fixe.

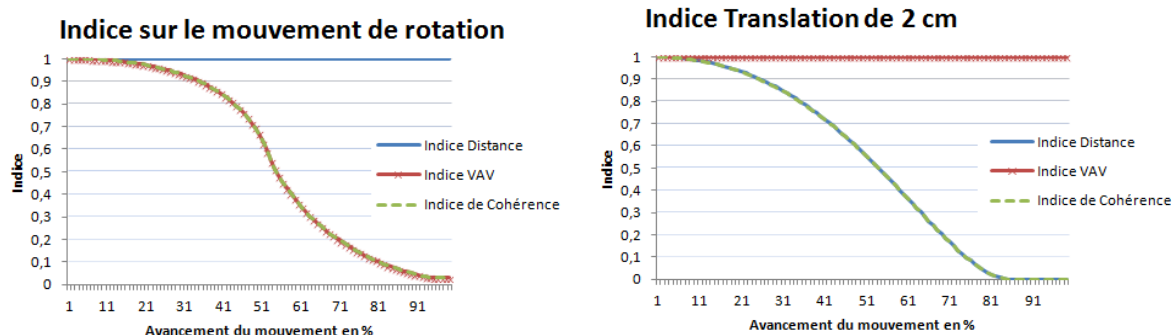


Figure 61 : Décomposition de l'indice sur le mouvement de rotation et sur le mouvement de translation de 2 cm

Si nous nous intéressons maintenant au mouvement de translation de 2cm entre les surfaces, la distance moyenne croît tandis que le nombre de vis-à-vis reste constant (Figure 61). Cela peut en effet surprendre, mais lorsque le calcul de distance s'effectue, la recherche des vis-à-vis s'effectue de la surface 1 S_1 (sphère de plus grand diamètre) vers la surface 2 S_2 , et le mouvement de translation de 2cm que nous appliquons permet à S_1 de trouver des vis-à-vis sur S_2 pendant toute la durée du mouvement du fait qu'une petite partie de S_2 soit contenue dans le volume formé par S_1 .

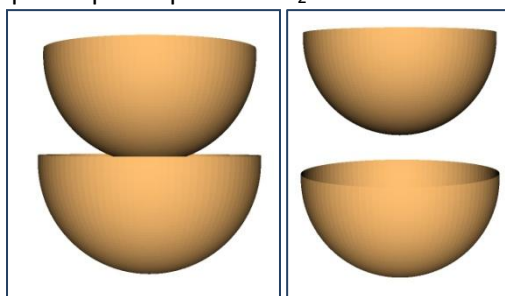


Figure 62 : Positions extrêmes des mouvements de translation de 2 (à gauche) et 4 cm (à droite)

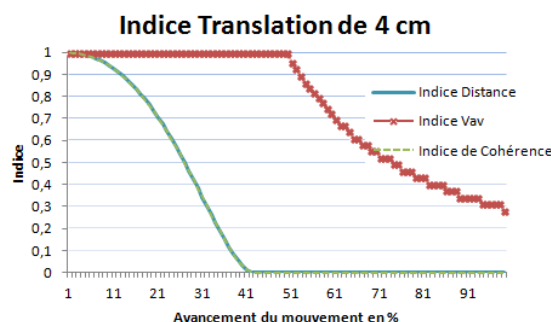


Figure 63 : Décomposition de l'indice sur le mouvement de translation de 4 cm

Lorsque la translation est importante, le nombre de vis-à-vis diminue dès lors que S_2 n'est plus contenu dans le volume délimité par S_1 . Cependant, on voit en figure 62 que malgré tout l'indice de cohérence suit la courbe de l'indice distance et que l'indice des vis-à-vis n'influe pas sur l'indice total. Il y a un paramètre que nous avons laissé de côté jusqu'à présent et qui pourtant joue un rôle important dans les interprétations que nous pouvons faire à partir de nos courbes d'indice. Ce paramètre est le point de rejet en distance r_D . Son choix est plus subtil que pour r_N qui se base sur le nombre de vis-à-vis de la surface de référence. r_D est défini de manière arbitraire et un mauvais choix de ce paramètre pourrait biaiser les interprétations des courbes d'indice. Sur la figure 62, le fait que l'indice distance chute plus rapidement que l'indice des vis-à-vis est dû au fait que r_D est égal à 15mm. Dans ce mouvement, nous appliquons une translation de 40mm, les distances moyennes dépassent la valeur du point de rejet r_D aux alentours de 40% de la translation. C'est pourquoi l'indice distance tombe à 0. Pour les vis-à-vis il faut attendre plus de 50% pour que leur nombre commence à chuter et face baisser l'indice. Fixons r_D à 50mm de telle sorte que la baisse du nombre de vis-à-vis puisse avoir une influence sur l'indice final.

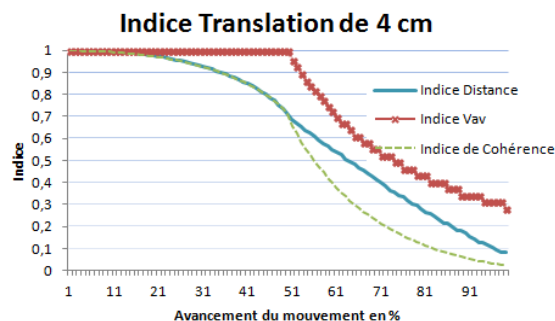


Figure 64 : Décomposition de l'indice sur le mouvement de translation de 4 cm R_D fixé à 50mm

Tant que le nombre de vis-à-vis reste fixe, seul l'indice de distance se répercute sur l'indice de cohérence, mais dès lors que les VAV diminuent, l'indice VAV diminue et influe sur la chute de l'indice de cohérence. Cet exemple a pour vocation de bien comprendre l'importance de réglage du point de rejet et en particulier au niveau des surfaces articulaires pour lesquelles leurs écarts ne sont pas aussi importants. Dans ce cadre précis, il est important de ne pas trop surestimer sa valeur. Pour définir le point de rejet, il est important de connaître la distance moyenne qui fait que le mouvement n'est plus sain. Replaçons-nous dans le cas de notre mouvement parfait, où la distance moyenne entre nos 2 surfaces reste constante ainsi que le nombre de vis-à-vis. Ici, même un point de rejet de 5mm est surestimé étant donné que le résidu moyen entre $d(0)$ et $d(t)$ est de l'ordre de 10^{-3} . Une surestimation a pour conséquence une mauvaise interprétation de l'indice de cohérence. Considérons maintenant un mouvement de translation de 1cm pour lequel on fait varier le point de rejet à 5, 10 et 15 mm. On sait que dans cette configuration que le nombre de vis-à-vis ne va pas

chuter. Un point de rejet trop grand donnerai trop de poids à l'indice distance qui restera alors proche de 1 plus longtemps. La figure 64 illustre parfaitement ces propos. Pour rappel, de manière générale nous ne connaissons pas la nature du mouvement entre les surfaces articulaires. Si nous regardons uniquement les résultats obtenus avec $r_d = 15\text{mm}$, les conclusions que nous pouvons tirer sont que le mouvement est assez cohérent dans la mesure où l'indice reste au-delà de 0,7 pendant 90% du mouvement.

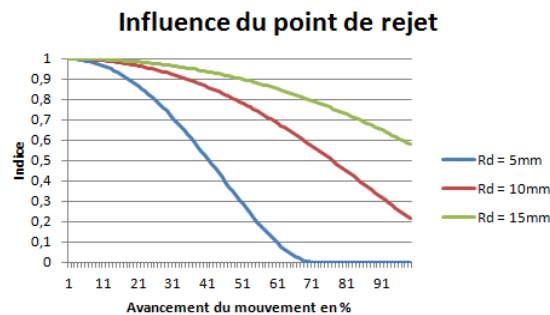


Figure 65 : Influence d'une surestimation du point de rejet

Objectivement parlant, dans le cas de la translation de 1cm, un point de rejet à 5mm est significatif pour mesurer la cohérence entre les 2 sphères. Il ne faut pas non plus tomber dans la sous-estimation de ce paramètre qui déprécierait les valeurs de l'indice dans le sens où le mouvement serait injustement qualifié de non cohérent. Ces différents exemples mettent en avant la difficulté de bien définir le point de rejet. Comme nous allons le voir dans la section suivante, d'autres points sont à améliorer pour que cet indice soit un outil capable de quantifier la cohérence articulaire.

3.5.2 Applications au mouvement scapulo-humérale

3.5.2.1 Comparaison de 3 mouvements simulés

Nous avons simulé 3 mouvements d'abduction entre l'humérus et la scapula. Le point de rejet a été soumis à l'avis d'un expert et fixé à $(15+\sigma_0)$. Les 3 mouvements présentent chacun une particularité que nous souhaitons mettre en évidence grâce à l'indice :

- Rotation Pure de 70° de la tête humérale par rapport à la glène
- Rotation de 70°+Collision
- Rotation de 70°+Dislocation

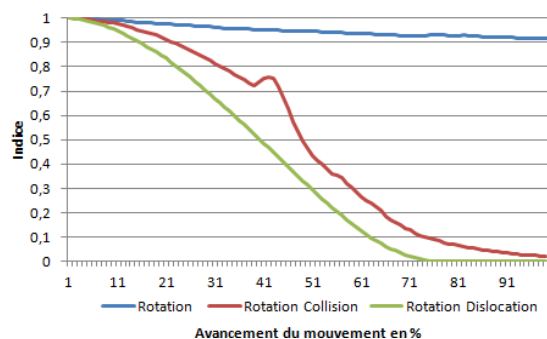


Figure 66 : Evolution de l'indice pour 3 mouvements entre l'humérus et la scapula

Dans le cas d'un mouvement de rotation pure, l'indice ne descend pas au-dessous de 0,9 ce qui est synonyme d'une bonne cohérence entre les surfaces articulaires. Les 2 autres situations font état d'un problème de cohérence avec une chute significative de l'indice. La rotation/collision voit

sont indice diminué pendant 40% du temps, une fois la zone de frottement dépassée (caractérisée ici par une remontée de l'indice), l'indice chute de nouveau.

Une fois de plus avec des simulations nous maîtrisons nos paramètres et savons conclure sur les chutes de l'indice. Dans la pratique, nous serons amenés à sortir du cadre des simulations et à évaluer des mouvements entre les surfaces issus d'enregistrement. Si nous nous retrouvons dans le cadre de la figure 66, où la courbe d'indice chute, nous serons incapables de tirer des conclusions précises sur la nature du problème de cohérence articulaire tel que la présence de collisions ou de dislocations.

3.5.2.2 Influence du maillage de la surface articulaire sur l'indice

L'indice de cohérence se base sur le calcul des distances entre les surfaces articulaires. Nous nous sommes demandé quel serait l'impact d'une baisse de la résolution des surfaces 3D sur celui-ci. Partant de la simulation de rotation de l'articulation gléno-humérale, nous avons diminué le nombre de facettes de chacune des 2 surfaces en respectant la topologie des surfaces initiales.

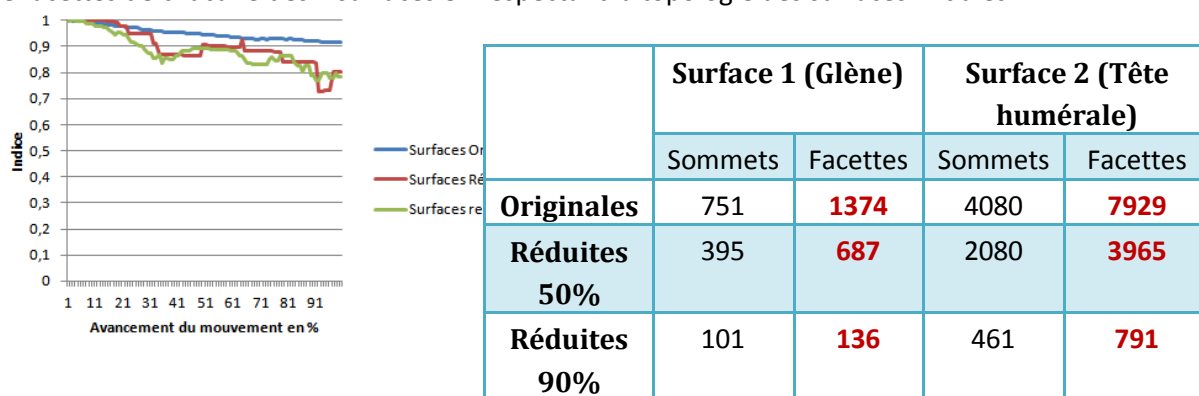


Figure 67 : Influence d'une diminution de la résolution sur l'indice de cohérence

Nous avons utilisé le logiciel Amira pour réduire le nombre de facettes. C'est pourquoi dans le tableau de la figure 67, le pourcentage de réduction ne s'applique qu'au nombre de facettes. Malgré la diminution du nombre de sommets et de facettes, on n'observe qu'une légère baisse de l'indice de cohérence. Il apparaît ici que tant que l'orientation globale des facettes n'est pas trop modifiée, leur diminution n'a qu'un faible impact sur l'indice.

3.6 Application au mouvement huméro-ulnaire

3.6.1 Rappels d'anatomie de l'articulation huméro-ulnaire

L'articulation huméro-ulnaire fait partie d'un des 3 complexes articulaires formant le coude. Elle est composée de 2 structures osseuses, l'**humérus** et l'**ulna**. La jonction entre les 2 os est faite par l'intermédiaire de la **cavité ulnaire** et de la **trochlée humérale**. Si nous nous référons à la table TTIFOMA du chapitre 2, cette articulation est assimilée à une liaison pivot d'axe fixe en biomécanique et à un ginglyme hyperboloïde pour la représentation synoviale.

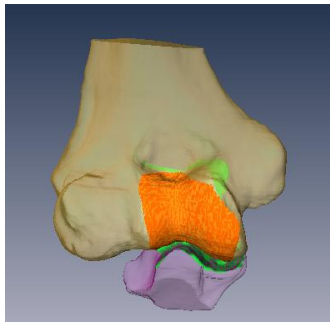


Figure 68: Anatomie de l'articulation huméro-ulnaire

3.6.2 Description des simulations de mouvements

De précédents travaux sur le coude nous ont permis de comparer 2 simulations de mouvement entre l'ulna et l'humérus (Leboucher 2010). Ces simulations sont brièvement décrites dans les paragraphes suivants.

3.6.2.1 *Mouvement autour d'un axe palpé corrigé*

Un des moyens les plus rapides de déterminer l'axe de rotation du coude est de palper les épicondyles médial et latéral. Les points palpés forment l'axe transépicondylien du coude. Une correction de cet axe palpé a été proposée au sein du laboratoire. Brièvement le modèle de l'axe corrigé a été établi à l'aide d'une base de données de 28 humeri et nous avons effectué des simulations de flexion autour de cet axe.

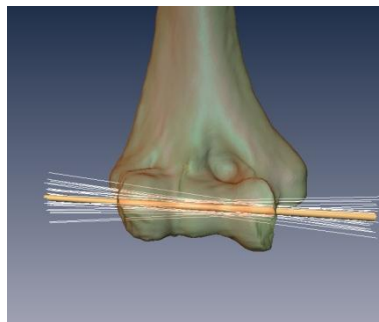


Figure 69 : Illustration de l'axe corrigé en orange

3.6.2.2 *Mouvement autour d'un axe issu d'un ajustement de quadrique*

L'autre simulation de mouvement entre l'ulna et l'humérus repose sur la détermination d'un axe issu de l'ajustement robuste d'une quadrique (Allaire. 2007) sur la trochlée humérale qui apparaît en orange sur la figure ci-dessous. La quadrique obtenue est un hyperboloïde dont l'axe de révolution est assimilé dans le cadre de nos simulations à l'axe de rotation du coude. Cet axe étant issu de la morphologie de la surface articulaire, on parlera dans tout ce qui suit d'axe morpho-fonctionnel de la trochlée. Les simulations correspondent dans les 2 cas à une rotation entre l'ulna et l'humérus. L'amplitude du mouvement entre les structures osseuses est de 140° de part et d'autre de la position anatomique scanner.

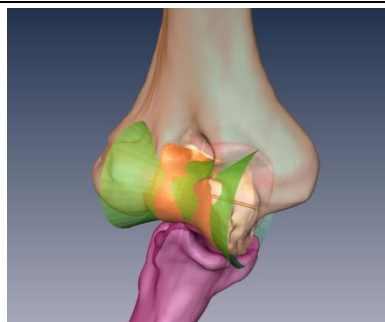


Figure 70: Axe Morpho-fonctionnel

2.2.2.3. Comparaison des deux simulations par l’indice de Schwartz

Nous disposons de 5 jeux de données relatifs à l'articulation huméro-ulnaire pour lesquels l'axe corrigé et l'axe morpho fonctionnel ont été calculés. Les positions anatomiques scanner relatives de l’ulna et de l’humérus dans un **angle de flexion** bien déterminé et **différents** pour les 5 coudes sont appelées positions de référence. Ces deux simulations ont été comparées à l'aide de l'indice de cohérence développé par Schwartz.

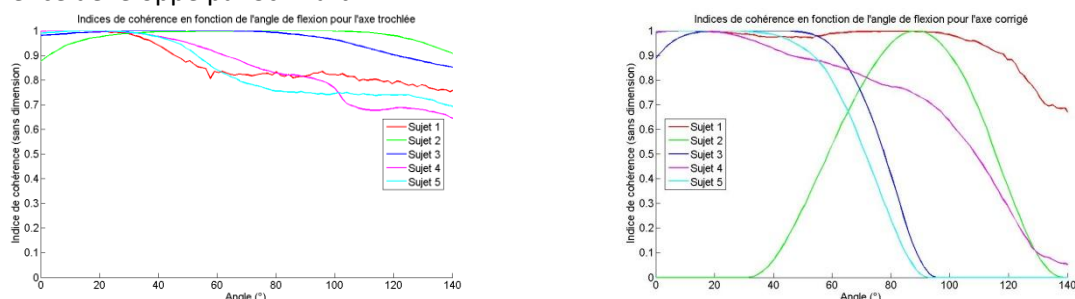


Figure 71: Indice de cohérence pour les 5 sujets, rotation autour de l'axe morphofonctionnel (gauche) et de l'axe Bicondylaire corrigé (droite)

Les valeurs obtenues pour l'indice de cohérence lors de la simulation de flexion, par rotation autour de l'axe morpho-fonctionnel (Figure 71 gauche), restent relativement élevées tout au long du mouvement, même pour les grandes amplitudes (valeurs proches de 1). La flexion autour de l'axe Bicondylaire corrigé (Figure 71 droite) donne de moins bons résultats avec des valeurs d'indices chutant assez rapidement si l’on s’éloigne de la position de référence, témoignant ainsi de l'anormalité du mouvement simulé. Les maxima d'indice de cohérence observés sur la figure 71 droite correspondent aux angles de flexion des coudes acquis par TDM (position de référence), et par conséquent à une position anatomique cohérente (indice égal à 1).

Bien que l’indice de cohérence soit capable de différencier une situation cohérente d’une situation incohérente, il est incapable dans l’état actuel des choses de préciser sa nature : une collision ou une dislocation. Ces deux situations sont caractérisées par une chute de l’indice de cohérence au cours du mouvement.

4 Synthèse générale

Le tableau ci-dessous résume les avantages et les inconvénients de l'indice de cohérence.

Avantages	Inconvénients
L'indice se base sur la géométrie des surfaces articulaires	La moyenne des distances atténue l'effet qu'une collision ou une dislocation peut avoir sur la valeur de l'indice.
A condition que le point de rejet soit soumis à validation par un expert, il sait distinguer une situation normale d'une situation anormale.	Perte d'information liée à la moyenne des distances
La mise en place de la zone de frottement peut servir de détecteur de collision	Une chute de l'indice ne donne pas d'informations sur la nature du problème de cohérence associé (collision ou dislocation)
L'indice est robuste à une réduction du nombre de sommets des surfaces	Il est difficile de définir le point de rejet
	Le point de rejet est à redéfinir pour chaque articulation

Les méthodes de détection de collisions sont nombreuses dans la littérature. Si pour certaines applications elles sont largement suffisantes, dans le cas du suivi des rapports inter osseux au cours d'un mouvement, elles s'avèrent déjà moins précises, et l'étape qui consiste à les transformer en outil de quantification de la cohérence articulaire n'est pas immédiate. Détecter une situation normale d'une situation anormale fait partie des qualités de l'indice proposé par Schwartz. Malheureusement il reste insuffisant en termes de conclusion sur la nature du problème de cohérence articulaire.

De plus, comme nous l'avons montré, la définition du point de rejet en distance est une étape aussi essentielle qu'empirique qui influe beaucoup sur la valeur de l'indice. L'état de l'art sur la cohérence articulaire et les tests que nous avons effectués avec l'indice nous ont permis de mieux cibler les attentes liées à la quantification des rapports inter-osseux au cours du mouvement. Les critères souhaités pour l'indice de cohérence sont donc les suivantes :

- **Géométrie**
 - Utiliser l'ensemble des distances en vis-à-vis au cours du mouvement
- **Différenciation**
 - Quantifier la qualité de l'estimation
- **Caractérisation**
 - Détecter la nature du problème de cohérence
- **Généricité**
 - Ne dépend pas du type d'articulation
- **Regroupement**
 - Synthétiser l'information

L'indice de Schwartz répond à un certain nombre de ces critères comme nous pouvons le voir dans le tableau ci-dessous :

Critères	Géométrie	Différenciation	Caractérisation	Généricité	Regroupement
	✓	✗	✗	✗	✓

Chapitre 4

Quantification de la cohérence articulaire : de l'indice de cohérence aux FoAC et IoAC

Sommaire

1	Introduction	74
2	Les histogrammes de distance.....	74
2.1	Ajustement d'une densité de probabilité sur l'histogramme	76
3	Vers une signature de chaque articulation.....	78
4	Ajustement : utilisation de tests statistiques	80
4.1	Test de kolmogorov Smirnov	80
4.2	Test de Cramér-von Mises	81
4.3	Utilisation du système de Pearson	82
5	Figure de Cohérence Articulaire FoAC	86
5.1	Tests sur les données synthétiques.....	87
5.2	Tests sur les données huméro-ulnaires.....	87
5.3	Discussion	88
6	Indice de Cohérence Articulaire IoAC.....	89
6.1	Coefficient de corrélation de Pearson	89
6.2	Distance de Hausdorff	90
7	Synthèse	92

1 Introduction

Le chapitre précédent nous a permis de cibler avec plus de précision ce que nous attendions d'un indice pour juger de la cohérence articulaire. L'indice de Schwartz (noté IC dans ce qui suit) ne a l'avantage de se baser sur la géométrie de la surface articulaire et est capable de différencier des situations de vis-à-vis en bonne cohérence articulaire de celles qui sont incohérentes. Malgré tout, il ne répond pas à l'ensemble de nos attentes puisqu'il ne donne aucune information sur la nature du problème de cohérence et dépend d'une distance seuil empirique qu'il faut redéfinir pour chaque articulation. L'auteur a choisi de moyenner les distances pour le calcul de l'indice à chaque instant. En faisant cette moyenne, l'auteur perd une grande partie de l'information notamment lorsqu'un problème articulaire (début de collision ou dislocation) apparaît et ceci n'est pas retranscrit par l'IC proposé initialement.

Partant de ce constat, nous avons décidé de suivre l'évolution temporelle des distances entre les surfaces articulaires au cours d'un mouvement. Il nous a donc fallu trouver une représentation pour que l'indice permette au clinicien de visualiser les instances du mouvement génératrices d'incohérences articulaires telles que la détection de collision et dislocation. Nous avons vu dans le chapitre précédent (Chapitre 3 section 2.2) que la représentation sous forme de carte de distances est un outil très pédagogique qui nous permet de localiser précisément les zones à problème. Cependant, cette méthode ne nous permet pas de nous passer de la visualisation tridimensionnelle en mouvement, ce qui est très lourd en termes de temps de calculs.

Dans la mesure où nous souhaitons suivre l'évolution temporelle des distances, nous nous sommes intéressés de près aux outils statistiques existant. Ce chapitre retrace le cheminement qui a abouti aux outils proposés et qui sont une autre contribution originale de cette thèse.

Afin d'expliquer concrètement les outils présentés, nous avons effectué les tests à la fois sur les données synthétiques et sur les données huméro-ulnaire présentées dans le chapitre précédent.

2 Les histogrammes de distance

Comme nous l'avons dit précédemment, l'idée de suivre l'évolution temporelle des distributions de distances est venu du constat que l'indice de Schwartz (Schwartz. 2013) ne tenait compte que de la distance moyenne entre les surfaces articulaires. Pour nous il s'agissait-là d'une perte d'information. La représentation sous forme d'histogramme nous a paru être une bonne alternative pour visualiser l'ensemble des distances entre les 2 structures osseuses. Une des solutions pour traiter les informations de variation d'histogrammes était le calcul de distance entre histogramme. Ces calculs sont détaillés dans la thèse de Schwartz (Schwartz 2009). Cependant nous n'avons pas persisté dans cette voie qui ne répondait pas à notre critère de détection de collision et dislocation. Le calcul de distance entre histogramme étant généralement effectué pour comparer les distributions, nous avons décidé de nous intéresser à l'ajustement d'une densité de probabilité sur les histogrammes et d'en suivre l'évolution. Il s'agit donc ici de privilégier l'estimation paramétrique de densité de manière à suivre l'évolution des paramètres et réduire ainsi la dimension du problème.

Détermination du nombre de classes

L'estimation de densité de probabilité à partir d'histogramme est une méthode classique simple qui nécessite de déterminer le nombre de classes de celui-ci. Plusieurs méthodes existent. Ces méthodes sont présentées dans le tableau ci-dessous.

Méthode	Formule
Formule de Sturges	$k = \log_2 N + 1$
Formule de Scott	$h = \frac{3,5\sigma}{N^{1/3}}$
Racine Carrée	$k = \sqrt{N}$
Freedman Diaconis	$h = 2 \cdot \frac{IQR(x)}{N^{1/3}}$
Brooks Carruthers	$k = 5 \cdot \log_{10} N$

Figure 72: Tableau récapitulatif du nombre de classes

N représente le nombre d'éléments dans l'échantillon, k le nombre de classes et h la largeur de la classe. Dans la formule de Freedman Diaconis, la fonction $IQR(x)$ représente l'écart inter-quantile de l'échantillon. Pour passer d'une variable à l'autre on utilise la formule suivante :

$$k = \frac{\max(x) - \min(x)}{h} \quad (4.1)$$

où x représente l'ensemble des distances calculées pour une instance du mouvement.

Nous avons testé ces différentes méthodes sur la position de référence issues de l'acquisition scanner de l'articulation gléno-humérale pour 1 sujet. Les résultats sont présentés dans le tableau ci-dessous.

Méthode	k	h	Illustration
Formule de Sturges (Sturges 1926)	12	1,20	
Formule de Scott (Scott 1979)	33	0,42	
Racine Carrée	38	0,36	
Freedman Diaconis (Freedman et Diaconis 1981)	51	0,27	
Brooks Carruthers	16	0,87	

Figure 73: Calculs du nombre de classe de l'histogramme des distances pour l'articulation humérale

D'une méthode à l'autre, les résultats sont très variables car dépendant du nombre de classes. Dans la mesure où nous cherchons à ajuster une densité de probabilité, nous avons décidé de privilégier les histogrammes présentant un seul pic. Il nous reste alors les méthodes de Sturges et Brooks-Carruthers. Comme le rapporte Scott (Scott 1979), beaucoup d'auteurs préconisent de choisir un nombre de classe compris entre 5 et 20. Ce qui conforte ce choix. Nous utiliserons la formule de

Sturges dans ce qui suit. De plus, étant donné que nous nous rapporterons toujours à l'histogramme de la référence, nous avons fixé le nombre de classes obtenu pour l'image de référence à tous les histogrammes issus de chaque itération du mouvement.

2.1 Ajustement d'une densité de probabilité sur l'histogramme

2.1.1 Ajustement au sens des moindres carrés

A partir des 5 volumes segmentés des TDM de coude, nous avons calculé les distances entre les surfaces articulaires et construit l'histogramme associé. Pour rappel, les positions anatomiques relatives de l'ulna et de l'humérus dans un **angle de flexion** bien déterminé et **différents** pour les 5 coudes sont appelées positions de référence. Nous travaillons sur ces positions de référence pour déterminer la distribution associée à la répartition des distances. Cinq lois de probabilité ont été testées (Figure 74 et 75) et les résultats de ces tests sont présentés en figure 76.

Loi	Formule	Paramètres
Gamma	$f(x; k, \theta) = \frac{x^{k-1} e^{-\frac{x}{\theta}}}{\Gamma(k) \theta^k}$	k et $\theta > 0$ k paramètre de forme
Normale	$f(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x-\mu}{\sigma}\right)^2}$	μ et σ respectivement l'espérance et l'écart type de la distribution
Exponentielle	$f(x) = \frac{1}{\mu} e^{-\frac{x}{\mu}}$	μ l'espérance
Logistique	$f(x; s) = \frac{e^{-\frac{x-\mu}{s}}}{s \left(1 + e^{-\frac{x-\mu}{s}}\right)^2}$	μ et $s > 0$
Weibull	$f(x; k, \lambda) = \frac{k}{\lambda} \left(\frac{x}{\lambda}\right)^{k-1} e^{-(x/\lambda)^k}$	k le paramètre de forme λ le paramètre d'échelle

Figure 74: Table des lois testées

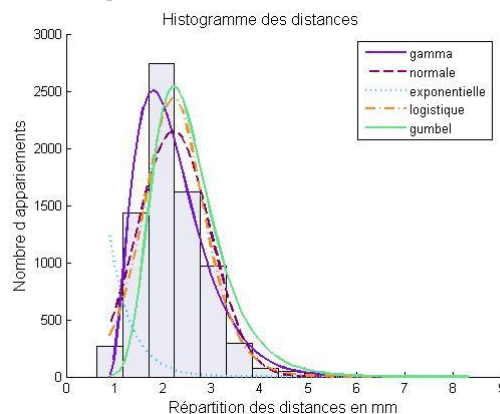


Figure 75: Exemple d'ajustement de densité de probabilité sur l'histogramme de la position de référence : application à l'articulation huméro-ulnaire.

	Gamma	Normale	Exponentielle	Logistique	Gumbel
Sujet 01	56.4	53.4	714.3	71.3	57.5
Sujet 02	191.4	342.8	777.5	350.9	430.3

Sujet 03	187	236.6	872.8	223.5	640
Sujet 04	249.1	379.1	1406.3	430.6	1232.7
Sujet 05	115	155.5	980.5	165.4	462.7

Figure 76: résultats obtenus par ajustement au sens des moindres carrés pour les 5 sujets

Dans quatre cas sur cinq, la distribution gamma ressort comme étant la loi s'ajustant le mieux aux répartitions des distances selon le critère des moindres carrés. La loi gamma sera donc choisie par la suite. On note que cette loi inclut la loi normale retenue pour le sujet 01. Les positions de référence présentant un angle de flexion différent pour les 5 coudes, et au vu des résultats nous avons émis l'hypothèse que **la densité de probabilité restait la même pour chaque instance du mouvement**. Partant de cette hypothèse nous avons comparé les simulations de mouvement autour de l'axe morpho-fonctionnel et de l'axe transépicondylaie corrigé. L'étape suivante de ces travaux est de savoir si la loi gamma, qui s'ajuste bien pour l'image de référence, représente toujours le bon ajustement au cours du mouvement. Les résultats pour le sujet 03 sont présentés sur la figure 85. Le volume TDM de référence correspond à un angle de flexion de 40°. Les valeurs d'indices ont été rappelées sur chacune des images de la figure 85.

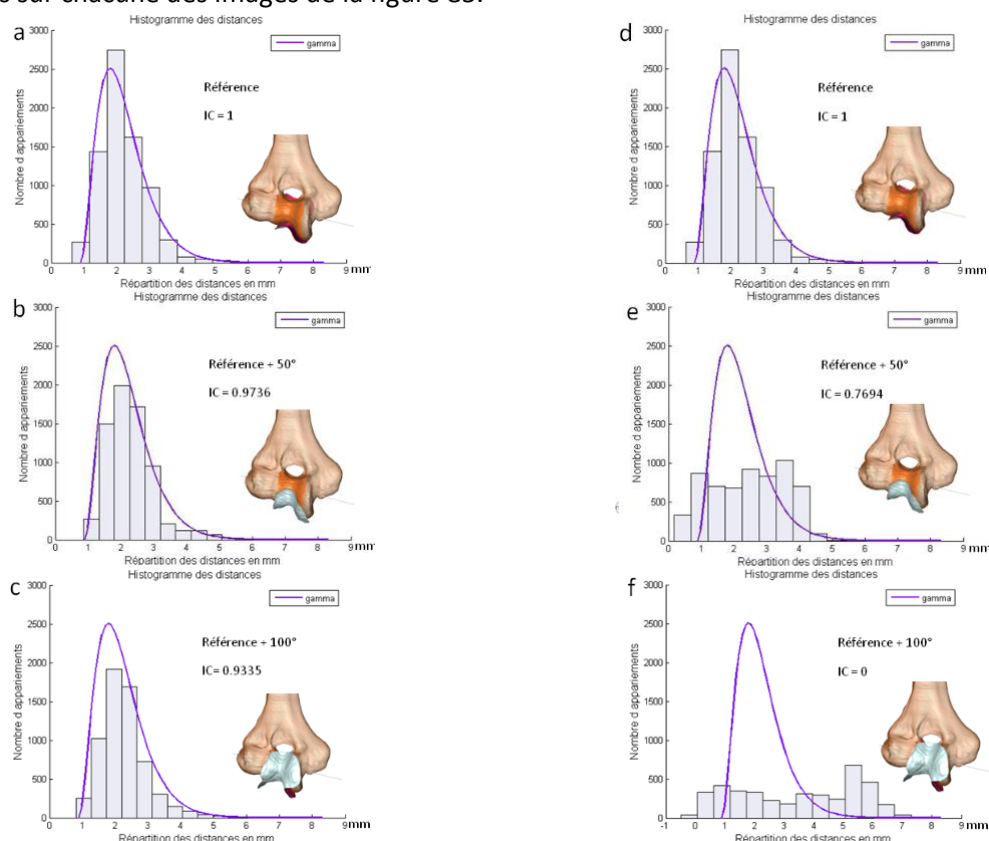


Figure 77: Rotation de la grande cavité ulnaire autour de l'axe morpho-fonctionnel (gauche) et autour de l'axe transépicondylaie corrigé (droite).

Lors du mouvement de rotation autour de l'axe morpho-fonctionnelle, la loi gamma, calculée pour l'image de référence à 40°, s'ajuste bien sur les histogrammes correspondant à une rotation de 90° et 140°. Ceci semble aller de pair avec le fait que l'IC reste proche de 1 indiquant un mouvement cohérent.

Par contre, lorsqu'on effectue le même mouvement de rotation autour de l'axe corrigé, les résultats ne sont plus aussi bons. En effet, comme le montrent les images e) et f) de la figure 77, la

distribution gamma ne s'ajuste plus aux données et l'indice de cohérence (Valeur de l'IC retranscrite sur la figure 85) chute. Ces valeurs d'indice indiquaient seulement que le mouvement n'était plus cohérent et ne donnaient aucune indication sur la nature de ce mouvement.

L'observation des 2 histogrammes e) et f) permet alors d'apporter quelques précisions sur les causes de cette diminution. Alors que les valeurs semblent se répartir autour de 2mm pour l'image d) de référence, les données s'étalent un peu plus pour les images e) et f). La dernière image permet également de mettre en évidence l'apparition d'une dislocation du fait de l'étalement et l'aplatissement des données vers la droite. Cette dislocation est associée à une collision. En effet, des distances signées négatives apparaissent sur l'histogramme, synonymes de collisions entre les surfaces articulaires.

Pour conclure, la méthode consistant à étudier l'évolution des histogrammes au cours du mouvement permet de compléter les conclusions liées à l'indice, dans la mesure où la collision et la dislocation sont désormais visibles. De plus ces résultats, nous ont permis de mettre en place notre hypothèse de travail : **la loi ajustée sur l'image de référence reste la même au cours d'un mouvement cohérent** comme pour l'axe morpho-fonctionnel. Ces premiers tests nous ont amenés à émettre l'hypothèse que chaque articulation possède sa propre signature en termes d'ajustement de loi. Les données sont résumées dans le tableau ci-dessous :

Critères	Géométrie	Différenciation	Caractérisation	Généricité	Regroupement
	✓	✓	✓	✗	✗

3 Vers une signature de chaque articulation

Pour vérifier notre hypothèse, nous avons construit une base de données de plusieurs articulations. Cette base de données est constituée des volumes suivants :

Articulation	Nombre Segmenté
Gléno-Humérale	5 IRM
Huméro-Ulnaire	5 CT
Fémoro-Tibiale	3 CT d'un même genou dans différentes positions de flexion
Coxo-Fémorale	12 CT

Disposant déjà de données sur l'épaule et le coude, notre tâche a été de segmenter les volumes du genou et de la hanche. Pour chaque image de référence nous avons calculé l'histogramme et calculé quelle était la loi qui s'ajustait le mieux au sens des moindres carrés. Les résultats sont regroupés dans les tableaux ci-dessous :

CHAPITRE 4 - Quantification de la cohérence articulaire : de l'indice de cohérence aux FoAC et IoAC

Articulation Gléno-humérale					
	Sujet 01	Sujet 02	Sujet 03	Sujet 04	Sujet 06
EXP	225,4	130,3	82,7	171	152,2
GAM	29,9	19,1	21,8	66,6	74,9
GUM	119,8	94,8	80	162,1	98,7
LOGI	65,2	46,1	8,1	50,4	65,6
NORM	64,8	48,3	8,11	69	68,7

Articulation Huméro-ulnaire					
	Sujet 01	Sujet 02	Sujet 03	Sujet 04	Sujet 05
EXP	714,3	777,5	872,8	1406,3	980,5
GAM	56,4	191,4	187	249,1	115
GUM	57,5	430,3	640	1232,7	462,7
LOGI	71,3	350,9	223,5	430,6	165,4
NORM	53,4	342,8	236,6	379,1	155,5

Articulation Fémoro-Tibiale			
	Position 01	Position 02	Position 03
EXP	211	470,2	424,5
GAM	190,8	85,4	146,1
GUM	97,6	166	92,3
LOGI	128,6	208,5	176
NORM	127	217,2	172,3

Articulation Coxo-Fémorale												
	Position 01	Position 02	Position 03	Sujet 01	Sujet 02	Sujet 03	Sujet 04	Sujet 05	Sujet 06	Sujet 07	Sujet 08	Sujet 09
EXP	782,7	778,9	647,2	593,2	944,9	642,5	969,4	883,7	749,8	612,1	1241	1037
GAM	117,2	72,3	45,1	300	95,4	402,8	359,9	279,8	114,6	105,7	318,7	239,4
GUM	107,1	139,3	331,4	375,9	438,8	393,7	431,6	340,2	221,6	404,1	882,5	257,7
LOGI	83,9	39,8	136	182,9	347,6	441,7	580,2	466,3	206,7	128,6	221,7	329,6
NORM	109,4	70	134,4	230,1	338,6	470,5	602,6	420,9	216,9	141,4	316,6	370,5

Il apparaît ici qu'une signature de chaque articulation ne semble pas se dessiner aisément. En effet, sur les 12 acquisitions de l'articulation coxo-fémorale, 7 d'entre elles obtiennent un ajustement selon la loi gamma. Cette même loi s'ajuste également majoritairement pour les données relatives à l'articulation huméro-ulnaire. Il paraît difficile dans ces différents cas de déterminer une signature pour chaque articulation. Cependant, le nombre de cas sur lequel nous avons appliqué notre méthode étant faible, il est difficile de tirer des conclusions plus poussées sur cette hypothèse.

Dans les tableaux de l'articulation fémoro-tibiale et de l'articulation coxo-fémorale, les dénominations Position 01, Position 02 et Position 03 correspondent à la même articulation, d'un seul sujet, acquise dans 3 positions différentes.

Toujours dans l'optique de vérifier nos hypothèses, en particulier celle qui met en avant que la loi reste la même au cours du mouvement, nous avons effectué des tests sur données cadavériques. Ces tests se sont déroulés en 2 étapes. La première a été l'acquisition d'un mouvement forcé du membre inférieur dans l'optique d'enregistrer la cinématique associée grâce au système VICON. La seconde étape nous a permis d'acquérir les mêmes articulations dans différentes positions. Des broches intra-corticales surmontées de trièdres visibles par le système VICON et le scanner ont été fixées dans l'os. Cette manipulation était nécessaire pour obtenir le recalage entre les données acquises au scanner et la cinématique. Le but étant d'obtenir une multitude de positions des structures osseuses à l'aide de la cinématique. Malheureusement, pour éviter toute contamination du scanner de notre service de radiothérapie, nous avons été obligé de replacer le membre inférieur dans le sac mortuaire ce qui a eu pour conséquence de faire bouger nos trièdres. Nos marqueurs ayant bougés, nous n'avons pas pu recalibrer nos données et ne sommes pas allés plus loin dans nos investigations avec ces données. Nous avons travaillé uniquement sur les 3 positions acquises qui représentent 3 positions de référence. Il apparaît cependant, à la vue de ces résultats, que dans 2 positions sur 3 la loi est la même pour l'articulation fémorale (loi Gumbel) et l'articulation coxo-fémorale (loi logistique).

Ces variations dans les résultats sont sans doute liées au choix basique de la méthode. En effet, l'utilisation d'un histogramme pour estimer une densité est une méthode simple à mettre en oeuvre mais qui présente le désavantage de ne pas être robuste à la détermination du nombre et de la

largeur des classes (Nehme 2010) C'est un inconvénient classique de cette méthode et c'est pourquoi, nous nous sommes intéressés aux tests statistiques ne dépendant pas directement de cette valeur pour ajuster une loi de probabilité qui nous permettra de décrire nos données.

4 Ajustement : utilisation de tests statistiques

En termes d'utilisation de tests statistiques, 2 grandes familles s'opposent : les tests paramétriques et les tests non paramétriques. Un test paramétrique fait l'hypothèse que les variables aléatoires suivent une distribution avec des propriétés précises. Par exemple, le test de Student évalue la normalité d'un échantillon. Un test non-paramétrique ne fait pas d'hypothèse préalable quant à la forme de la distribution. Prenant en compte la nature de nos données et les premiers résultats que nous avons obtenus sur les positions de référence, nous avons décidé de nous intéresser aux tests non-paramétriques. Ensuite, nous avons ciblé les tests qui nous permettaient de comparer 2 échantillons et de dire s'ils suivent la même loi. Les tests que nous avons utilisés sont décrits ci-dessous.

4.1 Test de kolmogorov Smirnov

4.1.1 Description

Considérons plusieurs échantillons indépendants. Le premier $\{X_1 \dots X_n\}$ de fonction de répartition F_0 correspond aux distances calculées à l'instant de référence. Les autres ne sont autres que les distances calculées à chaque itération du mouvement et notées $\{Y_1(t) \dots Y_n(t)\}$ où t représente le nombre d'itérations. Leur fonction de répartition est notée $F_1(t)$. On veut tester $H_0 : F_0 = F_1(t)$ contre $H_1 : F_0 \neq F_1(t)$ (D'Agostino 1986).

Nous n'émettons aucune hypothèse sur la forme des distributions de ces échantillons et cherchons à déterminer si $Y_i(t)$ et X_i suivent la même loi.

Le test de Kolmogorov-Smirnov est défini par :

$$D_{0,1} = \sup_{x \in \mathbb{R}} |F_0 - F_1(t)| \quad (4.2)$$

Si les deux échantillons appartiennent à la même loi, alors $D_{0,1}$ converge vers 0. Dans le cas contraire, $D_{0,1}$ converge vers 1.

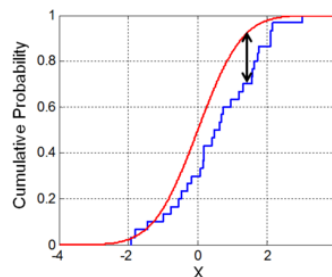


Figure 78 : Illustration du test de Kolmogorov-Smirnov

Dans cet exemple, la ligne rouge représente la fonction de répartition d'une densité de probabilité donnée et la courbe bleue la fonction de répartition empirique. La double flèche noire représente la valeur du test statistique entre les 2 fonctions.

4.1.2 Test sur l'articulation huméro-ulnaire

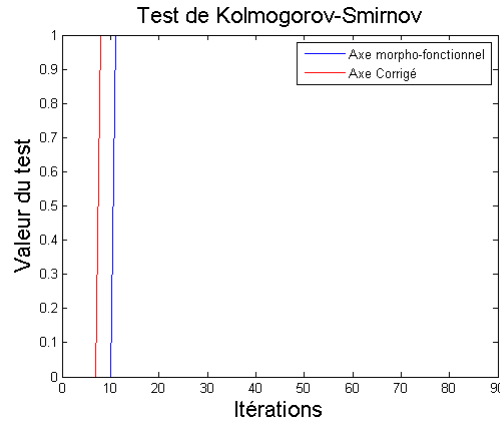


Figure 79 : Résultats du test de Kolmogorov-Smirnov pour un sujet

En ce qui concerne l'axe morpho-fonctionnel, le test rejette l'hypothèse nulle au bout de la 10ème itération tandis qu'il la rejette dès 7 itérations pour l'axe corrigé. Cela signifie que les échantillons n'appartiennent plus à la même distribution. Comparée aux histogrammes, cette méthode ne différencie pas assez les 2 méthodes, et minimise la qualité de l'axe morpho-fonctionnel. Nous avons testé cette méthode sur les 5 sujets. Les résultats étant semblables nous n'avons présenté qu'un seul sujet.

4.2 Test de Cramér-von Mises

Nos premières investigations concernant ce test ont concerné l'ajustement d'une loi gamma. Le choix de cette loi a été motivé par les résultats que nous obtenions sur l'ajustement de lois au sens des moindres carrés. Deux travaux ont particulièrement retenus notre attention. Il s'agit des travaux de Stephens (D'Agostino 1986) sur les tests statistiques basés sur les fonctions de répartition empiriques. L'auteur a notamment développé le test d'Anderson Darling qui n'est autre que le cas général du test de Cramér-von Mises.

4.2.1 Description

Soit l'échantillon de référence : $\{X_1 \dots X_n\}$ de fonction de répartition F et les échantillons $\{Y_1(t) \dots Y_n(t)\}$ pour chaque instance du mouvement de fonction de répartition $F_n(t)$. Le test est défini par :

$$W_n^2 = n \int_{-\infty}^{+\infty} [F_n(x) - F(x)]^2 \Psi[F(x)] dF \quad (4.3)$$

où Ψ est la fonction de poids définie par :

$$\Psi = n \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{[F_n(x) - F(x)]^2}{F(x)(1 - F(x))} dF \quad (4.4)$$

Quand $\Psi = 1$, on est dans le cas du test de Cramér-von Mises. $F(x)$ représente la loi que nous cherchons à ajuster. Cependant ce test est une bonne alternative au test de Kolmogorov-Smirnov et peut servir de test pour comparer 2 échantillons.

4.2.2 Test sur l'articulation huméro-ulnaire

Les résultats obtenus sont analogues à ceux du test précédent. Il nous est apparu à la vue des résultats que peut-être la sensibilité de ces tests n'était pas adaptée aux données dont nous disposions. Nous n'avons pas persisté dans cette voie.

4.3 Utilisation du système de Pearson

Le fait de vouloir suivre l'évolution des données au cours du temps nous a poussés à nous tourner vers des méthodes qui permettaient d'obtenir une représentation visuelle qualitative de la dispersion des données. Le fait de pouvoir quantifier le critère visuel nous a paru également essentiel. Le système de Pearson nous est apparu comme un bon compromis.

4.3.1 Description

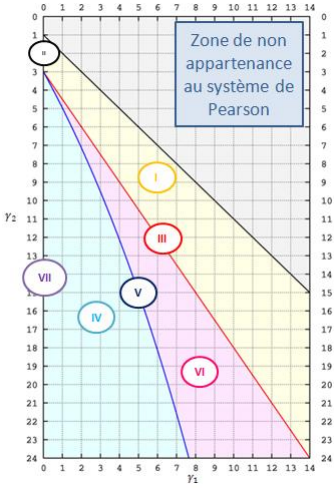
Le système Φ de Pearson (Johnson 1994) a été développé par Karl Pearson en 1895 dans le but de représenter les distributions uni-modales. Une distribution Y (ensemble des distances calculées entre 2 surfaces articulaires) appartient au système Φ de Pearson si elle vérifie l'équation différentielle suivante :

$$\frac{1}{f(y)} \frac{df(y)}{dy} = - \frac{y + a}{c_0 + c_1 y + c_2 y^2} \quad (4.5)$$

Les paramètres, c_0 , c_1 et c_2 sont entièrement développés dans (Pearson 1895). Trois autres paramètres sont essentiels pour la classification des distributions dans ce système Φ et nécessitent d'être détaillés ci-dessous :

$$\begin{aligned} \gamma_1 &= \frac{(\mu_3)^2}{(\mu_2)^3} \\ \gamma_2 &= \frac{\mu_4}{(\mu_2)^2} \\ \lambda &= \frac{\gamma_1(\gamma_2 + 3)^2}{4(4\gamma_2 - 3\gamma_1)(2\gamma_2 - 3\gamma_1 - 6)} \end{aligned} \quad (4.6)$$

avec μ_k les moments d'ordres k , $\sqrt{\gamma_1}$ le coefficient d'asymétrie (skewness) et γ_2 le coefficient d'aplatissement (kurtosis) de la distribution Y . Ces trois paramètres nous permettent le calcul des coefficients, c_0 , c_1 , c_2 et λ (comme décrit ci-dessus). Ils nous permettront également d'estimer les paramètres de nos densités de probabilités. Ainsi les 8 familles de $\Phi = \{F_1, \dots, F_8\}$, dont les représentations exactes sont détaillées dans (Pearson 1895), sont définies de la manière suivante avec leur graphique correspondant :

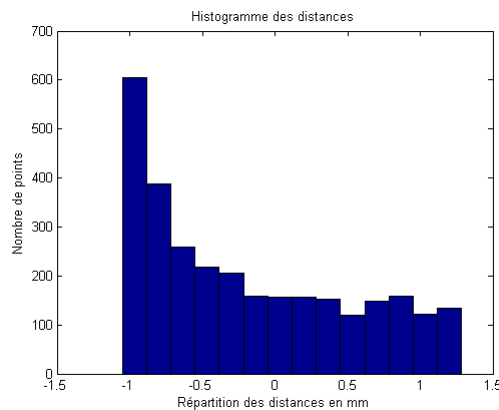
$[P_Y \in F_1] \Leftrightarrow [\lambda < 0]$	Bêta Type 1		(4.7)
$[P_Y \in F_2] \Leftrightarrow [\gamma_1 = 0 \text{ et } \gamma_2 < 3]$	Distribution de Type 2		
$[P_Y \in F_3] \Leftrightarrow [2\gamma_2 - 3\gamma_1 - 6 = 0]$	Gamma		
$[P_Y \in F_4] \Leftrightarrow [0 < \lambda < 1]$	Distribution de Type 4		
$[P_Y \in F_5] \Leftrightarrow [\lambda = 1]$	Gamma Inverse		
$[P_Y \in F_6] \Leftrightarrow [\lambda > 1]$	Bêta Type 2		
$[P_Y \in F_7] \Leftrightarrow [\gamma_1 = 0 \text{ et } \gamma_2 > 3]$	Distribution de Type 7		
$[P_Y \in F_8] \Leftrightarrow [\gamma_1 = 0 \text{ et } \gamma_2 = 3]$	Gaussienne		

La zone de non appartenance est délimitée par la condition suivante $\gamma_2 - \gamma_1 - 1 > 0$

4.3.2 Tests

4.3.2.1 Test sur données synthétiques

Intéressons-nous aux simulations de rotation collision et de translation entre 2 demi-sphères présentés au chapitre précédent section 3.5.1. Pour la position de référence, les distances entre les 2 surfaces sont égales à 1 en tout point. Les histogrammes en milieu et en fin de mouvement sont présentés ci-dessous. Le diagramme de Pearson est également associé aux histogrammes.



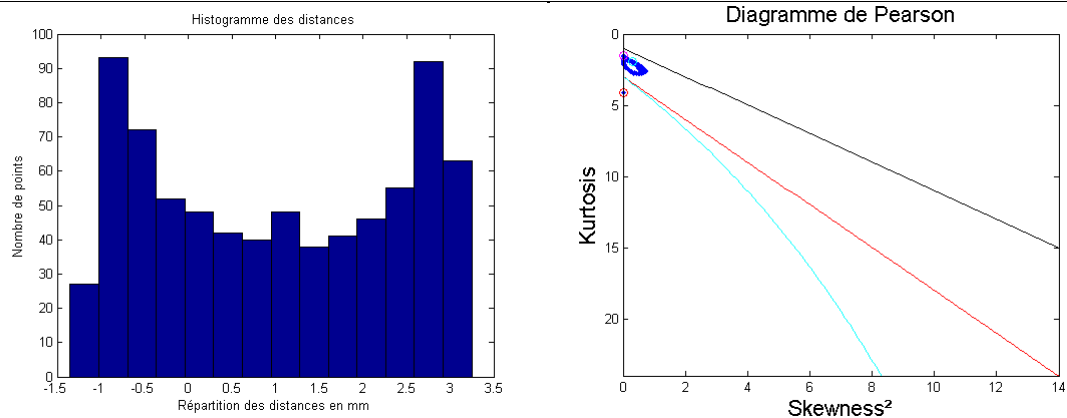


Figure 80 : Histogramme pour l'instant de référence (haut gauche), à la moitié du mouvement (haut droite), en fin de mouvement (bas gauche) et diagramme de Pearson pour le mouvement de rotation collision entre les 2 demi-sphères.

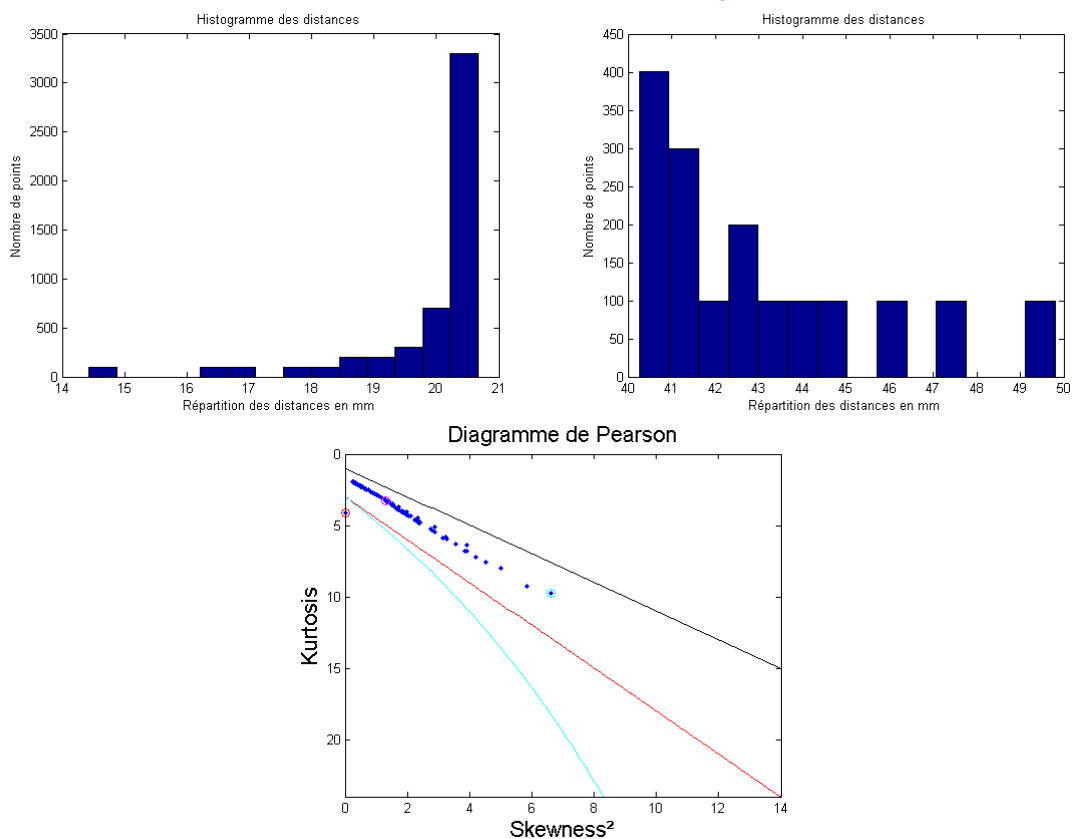


Figure 81: Histogramme pour l'instant de référence (haut gauche), à la moitié du mouvement (haut droite), en fin de mouvement (bas gauche) et diagramme de Pearson pour le mouvement de translation entre les 2 demi-sphères.

En ce qui concerne les histogrammes de distance, ils décrivent bien le déroulement du mouvement, les collisions sont représentées par la présence de classes dans les distances signées négatives tandis que les dislocations ou éloignements entraînent un étalement de l'histogramme dans les distances positives croissantes. Il est intéressant de noter que cette visualisation ne nous prive pas de la notion de vis-à-vis puisque la hauteur de chaque classe nous renseigne sur ce nombre entre les surfaces. Ainsi pour la simulation de rotation collision, la somme cumulée de la hauteur de chaque classe fait état de 5057 points en vis-à-vis pour la référence, puis de 2984 en milieu de

mouvement et en fin de mouvement nous sommes à 757. Ce nombre diminue également pour la translation.

Les diagrammes de Pearson obtenu pour ces 2 simulations montrent que les distributions obtenues pour la collision (Figure 80) et la translation (Figure 81) sont de type IV avec une dispersion sur le diagramme plus importante pour la translation.

4.3.2.2 Application à l'articulation huméro-ulnaire

Nous avons de nouveau comparé les simulations de flexion du coude autour des 2 axes. Les diagrammes de Pearson pour tous les sujets sont présentés ci-dessous.

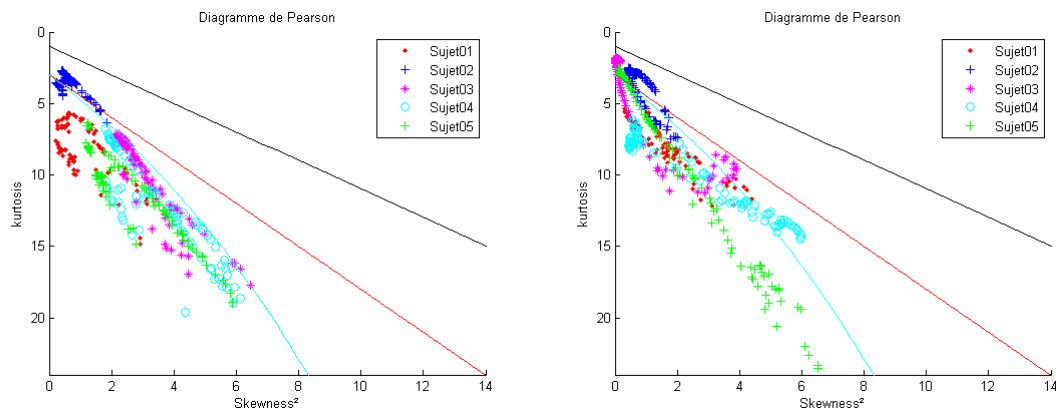


Figure 82: Diagrammes de Pearson des mouvements de flexion autour de l'axe morpho-fonctionnel à gauche et autour de l'axe corrigé à droite.

Comme nous le constatons sur le diagramme de Pearson de l'axe morpho-fonctionnel, seul le sujet 2 n'appartient pas à F_4 . En ce qui concerne l'axe corrigé la dispersion s'effectue entre les familles F_4 et F_6 avec une forte présence des points dans la zone de la famille F_4 . Ces résultats semblent aller dans le sens de notre hypothèse de départ : la distribution ne change pas au cours d'un mouvement cohérent mais varie en cas de mouvement présentant des dislocations ou des collisions. La ressemblance entre les 2 diagrammes vient du fait que l'axe corrigé est une amélioration de l'axe transépicondylaire et qu'il a pour but de se rapprocher des capacités de l'axe morpho-fonctionnel. Suivant cette logique, nous avons décidé de représenter sur un même graphique les valeurs obtenues pour l'axe morpho-fonctionnel, l'axe corrigé et l'axe transépicondylien palpé pour le sujet 01.

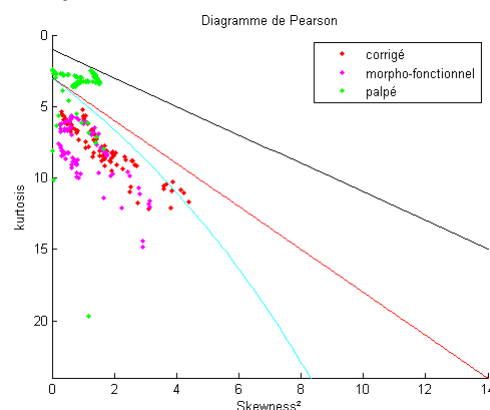


Figure 83: Diagramme de Pearson : comparaison des 3 axes

Les valeurs pour l'axe palpé oscillent entre F_4 et F_6 avec une forte présence dans F_6 . L'axe corrigé est majoritairement dans F_4 et l'axe morpho-fonctionnel est intégralement contenu dans F_4 . Cette courbe nous permet d'effectuer un classement des simulations effectuées autour de chacun des axes. Si nous nous référons à notre hypothèse qui insiste sur le fait que la distribution temporelle ne doit pas s'éloigner de la référence, le classement de la meilleure simulation de mouvement à la moins bonne est le suivant :

- Axe morpho-fonctionnel (nuage compact dans F4)
- Axe corrigé (nuage compact dans F4-F6)
- Axe palpé (nuage dispersé dans F1-F4)

Grâce à cette représentation, nous pouvons conclure que l'axe corrigé représente bien une amélioration de l'axe palpé. Par rapport à l'axe morpho-fonctionnel, il est un peu moins bon mais il est acceptable et a l'avantage de ne pas avoir besoin d'une acquisition de l'anatomie.

4.3.3 Discussion

Le système de Pearson nous permet d'ajuster de manière automatique une distribution sur chaque histogramme obtenu pour chaque instance du mouvement. Les données relatives au coude se répartissent principalement dans la zone de Type IV. Cependant bien que ces résultats aillent en partie dans le sens de notre hypothèse, cette représentation uniquement sous forme de diagramme de Pearson ne semble pas suffisante pour caractériser la cohérence articulaire (**pas de caractérisation de collision ou dislocation**). Couplée aux histogrammes de distances, nous disposons déjà de plus d'informations. Cependant, chaque instance du mouvement nécessitant le calcul d'un histogramme, cette représentation ne semble pas satisfaisante pour un usage clinique. C'est pourquoi nous privilégions un outil capable de regrouper l'ensemble des informations obtenues lors du mouvement sur une seule figure. En résumé :

Critères	Géométrie	Différenciation	Caractérisation	Généricité	Regroupement
	✓	✓	✗	✓	✓

5 Figure de Cohérence Articulaire FoAC

Pour répondre aux objectifs que nous nous sommes fixés, à savoir définir un outil se basant sur la géométrie des surfaces articulaires pour qualifier et quantifier le mouvement associé et détecter les éventuelles collisions ou dislocations, nous avons décidé de représenter l'évolution temporelle des distances sous forme de fonctions de répartition empiriques.

Soit $X_1, X_2 \dots X_n$ un échantillon de variables indépendantes et identiquement distribuées à valeurs dans \mathbb{R}

La fonction de répartition empirique associée à cet échantillon est la fonction en escalier définie par :

$$F_n(x) = \frac{\text{nombre d'éléments dans l'échantillon} \leq x}{n} \quad (4.8)$$

Ce calcul a été effectué pour chaque instance du mouvement et regroupé le tout sur une même figure.

5.1 Tests sur les données synthétiques

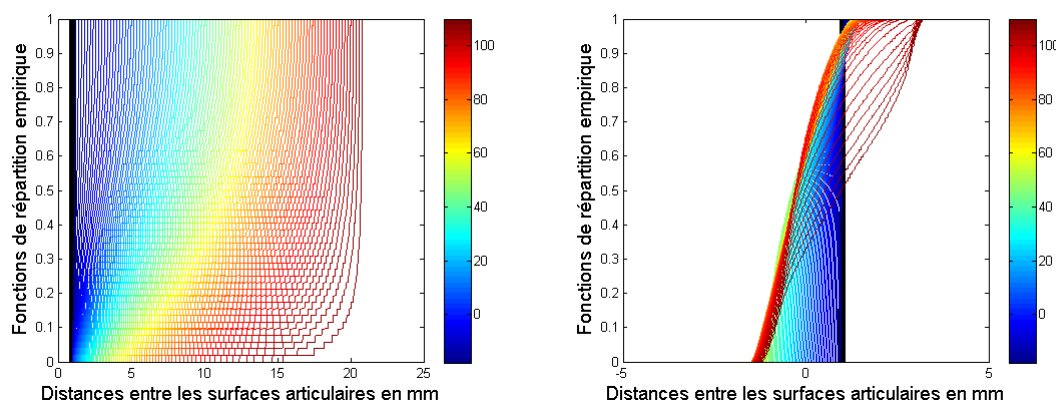


Figure 84: Evolution des fonctions de répartition au cours du mouvement de translation (gauche) et de rotation collision (droite)

Dans tout ce qui suit, la colorbar des *FoAC* représente les itérations successives du mouvement. Ainsi nous passons du bleu en début de mouvement au rouge vers la fin de celui-ci. La ligne noire sur les graphiques représente la fonction de répartition calculée à l'instant de référence. Tout comme ceci était proposé par Schwartz, il nous paraît essentiel de se rapporter à l'image initiale qui constitue notre vérité terrain dans le cadre de simulations. C'est la seule position d'acquisition pour laquelle les distances entre surfaces sont vraies. Ainsi, des fonctions restant proches de la référence au cours du mouvement seront synonymes de bonne cohérence articulaire. Dans le cas de la translation, il y a un étalement des courbes vers les distances positives croissantes. Cet étalement traduit l'éloignement entre les surfaces articulaires. A contrario, dans le cas de la rotation collision, il y a un étalement des courbes vers les distances négatives pendant les 50 premières itérations puis une combinaison de fonctions présentes à la fois dans les distances signées négatives et les distances croissantes. Ceci se traduit par une collision qui apparaît au bout de 20 itérations et qui se transforme en collision couplée à une dislocation lors des 20 dernières itérations.

5.2 Tests sur les données huméro-ulnaires

Les figures ci-dessous représentent l'évolution des fonctions de répartition au cours du mouvement autour de l'axe morpho-fonctionnel et autour de l'axe transépicondylaire corrigé pour le sujet 03.

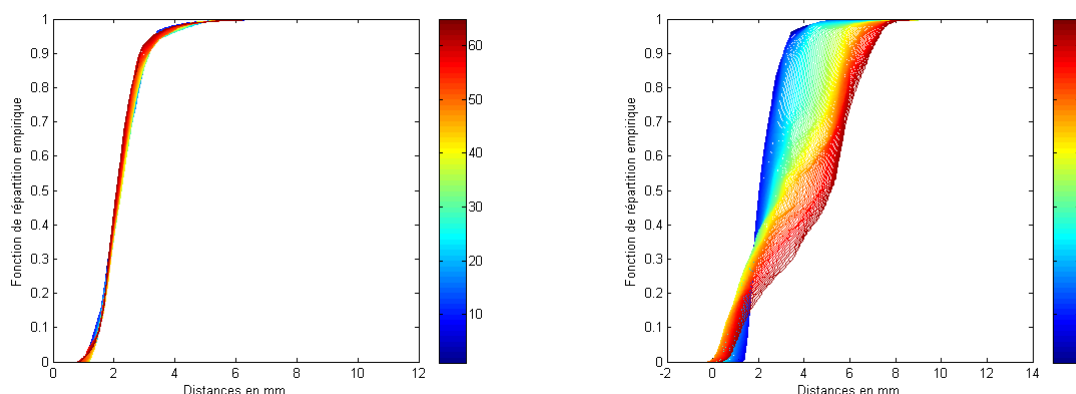


Figure 85: Evolution des fonctions de répartition au cours du mouvement de flexion du coude autour de l'axe morpho-fonctionnel (gauche) et de l'axe corrigé (droite)

La colorbar représente l'amplitude du mouvement en degrés. Il est à noter ici que nous effectuons une amplitude de flexion de 60 degrés par rapport à la position de référence qui se situe aux alentours des 40 degrés de flexion pour le coude de ce sujet. Pour rappel, la position de référence n'est autre que la position dans laquelle l'acquisition scanner a été effectuée.

Nous constatons que pour l'axe de la trochlée, les fonctions de répartition restent proches les unes des autres au cours du mouvement. Il n'y a pas d'écart à la référence. La cohérence articulaire est bien respectée pour cet axe. Par contre, en ce qui concerne l'axe corrigé, on constate que les fonctions de répartition se décalent dans le sens croissant des distances, ce que nous pouvons assimiler à une dislocation entre les surfaces articulaires. En fin de mouvement, les fonctions prennent des valeurs de distances signées négatives ce qui traduit la présence de collisions. Ces résultats sont également en adéquation avec les conclusions que nous avons obtenues grâce aux histogrammes.

5.3 Discussion

Les conclusions que nous pouvons tirer à l'aide de ces figures sont analogues à celles que nous avons grâce aux histogrammes. Collisions et dislocations sont toujours visibles. L'avantage de ces figures est que toutes les informations sont regroupées sur un même graphique, avantage dont nous ne disposons pas avec les histogrammes ou les cartes de distances. Ces figures ont été nommées Figure Of Articular Coherence. Dans tout ce qui suit nous utiliserons l'acronyme associé *FoAC*. En résumé :

Critères	Géométrie	Différenciation	Caractérisation	Généricité	Regroupement
	✓	✓	✓	✓	✓

Nous avons également regardé, si cet outil pouvait servir à illustrer le comportement d'une articulation donnée aux repos. Nous avons cherché à savoir si les fonctions évoluaient dans les mêmes gammes de distance. Les tests ont été effectués sur 9 articulations coxo-fémorales.

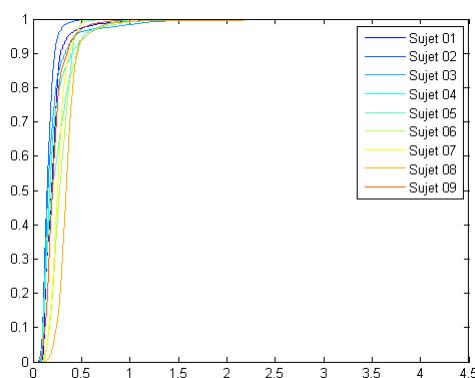


Figure 86: Fonctions de répartition empiriques des positions de référence des 9 sujets

La figure ci-dessus nous montre que pour les 9 sujets, les fonctions de répartition sont proches les unes des autres ce qui semble aller de pair avec la possibilité de décrire le comportement d'une articulation donnée grâce à cet outil. Cependant, il faut garder à l'esprit que nous avons 9 sujets ne présentant pas de problèmes aux surfaces articulaires et n'ayant pas fait de test sur plus des sujets pathologiques nous ne pouvons pas affirmer que la figure précédente illustre uniquement une hanche saine.

Cet outil qualitatif est un outil avant tout visuel qui nous permet de cerner avec plus de précision les problèmes de cohérence. Il doit cependant être couplé à un outil quantitatif qui sera capable de décrire les observations faites à partir de ces figures.

6 Indice de Cohérence Articulaire IoAC

Quantifier le mouvement à l'aide d'un indice fait partie des enjeux majeures de ces travaux de thèse. Partant de l'outil des *FoAC*, nous avons cherché un critère capable de mesurer la cohérence tout en transcrivant les données de la *FoAC*. Les tests que nous avons au préalable étudiés nous ont mis sur la piste du critère final proposé. Le test de Kolmogorov-Smirnov en particulier se base sur l'écart vertical le plus grand entre les fonctions de répartition. Nous avons cependant remarqué que ce test ne constitue pas un bon outil quantitatif dans notre cas. Dans tout ce qui suit, nous comparerons toujours les fonctions de répartitions empiriques au cours du mouvement à la fonction de référence.

6.1 Coefficient de corrélation de Pearson

L'étude de la corrélation entre 2 variables consiste à étudier l'intensité de la liaison qui unit ces variables. La relation affine constitue le type de relation le plus simple. On peut alors calculer le coefficient de corrélation linéaire dont les valeurs sont comprises entre -1 et 1.

$$r_p = \frac{\sigma_{xy}}{\sigma_x \sigma_y} \quad (4.9)$$

Où σ_{xy} représente la covariance entre les variables x et y , et σ_x et σ_y leur écart type. Le tableau ci-dessous classe les valeurs qui évaluent la corrélation r_p entre 2 variables. Une corrélation **négative** (**positive**) est obtenue dans le cas où l'une des variables est une fonction **décroissante** (**croissante**) de l'autre.

Corrélation	Négative	Positive
Faible	$-0,5 < r_p < 0$	$0 < r_p < 0,5$
Forte	$-1 < r_p < -0,5$	$0,5 < r_p < 1$

Figure 87 : Tableau de classement du coefficient de corrélation

Dans l'idée de calculer ce coefficient, nous pouvions sélectionner la portion linéaire de la fonction de répartition mais cela signifiait de perdre de l'information. Nous avons donc opté pour la mise en place d'une représentation complémentaire à celle des *FoAC* à partir de laquelle nous pourrions calculer directement r_p : les diagrammes quantile-quantile. Ils permettent d'évaluer entre autres la pertinence de l'ajustement des distributions de distances de chaque itération à la distribution de référence. Ainsi la première bissectrice représente la référence, plus les fonctions seront proches de cette droite, meilleur sera le coefficient de Pearson et donc la cohérence.

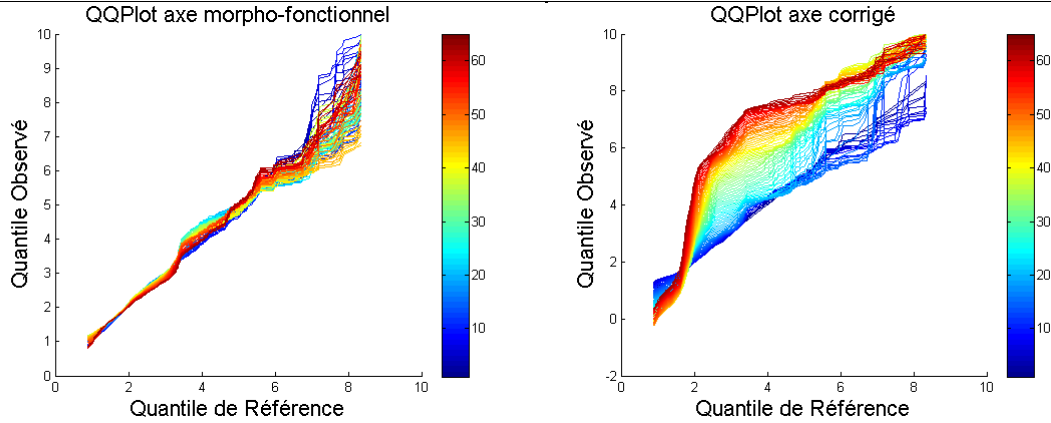


Figure 88 : QQplot pour l'axe fonctionnel et l'axe corrigé

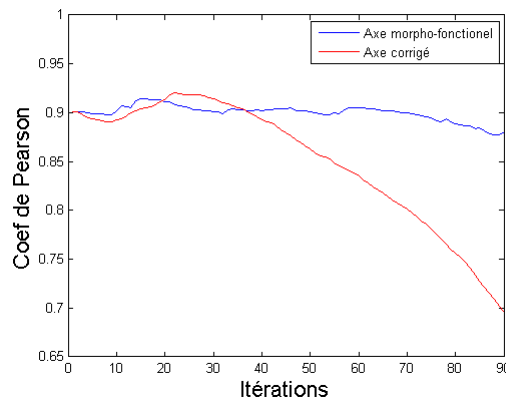


Figure 89 : Coefficients de Pearson au cours du mouvement

Le coefficient de Pearson met en évidence que la cinématique est meilleure pour l'axe morpho-fonctionnel que pour l'axe corrigé. Les valeurs sont relativement bonnes pour les 2 axes. Bien que ce critère réponde à nos attentes, il rajoute une représentation graphique qui n'est pas aussi accessible que les *FoAC*. Nous nous sommes intéressés aux autres mesures de similarités applicables aux *FoAC*.

6.2 Distance de Hausdorff

La distance de Hausdorff est un outil topologique qui mesure l'éloignement de 2 sous-espaces métriques. Considérons que nos fonctions de répartition constituent des trajectoires que nous voulons comparer.

$$IoAC(t) = \max \left\{ \sup_{x \in X} \inf_{y \in Y(t)} d(x, y(t)), \sup_{y \in Y(t)} \inf_{x \in X} d(x, y(t)) \right\} \quad (4.10)$$

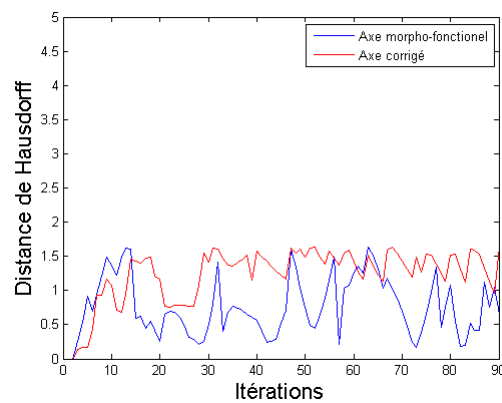


Figure 90 : distance de Hausdorff entre les Fonctions

Il est difficile de conclure à cause des variations de ces 2 courbes. Cependant l'axe morpho-fonctionnel est meilleur que l'axe corrigé. Comme nous le verrons dans le chapitre suivant, nous avons testé ce critère sur d'autres jeux de données et c'est ce critère que nous avons choisi pour quantifier la cohérence articulaire. Nous l'avons nommé $IoAC(t)$.

7 Synthèse

Pour cette synthèse, nous allons comparer nos indices qualitatif et quantitatif sur les données synthétiques, respectivement $FoAC$ et $IoAC(t)$, avec celui développé par Schwartz.

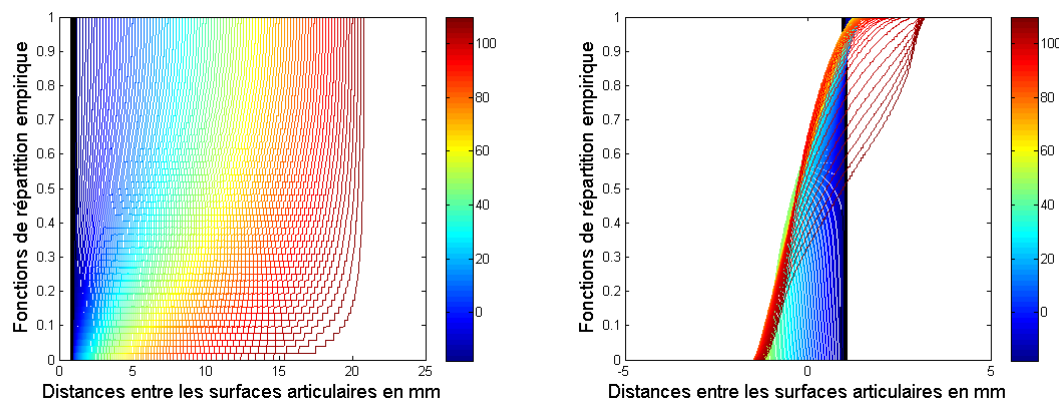


Figure 91: FoAC : Evolution des fonctions de répartition au cours du mouvement de translation (gauche) et de rotation collision (droite)

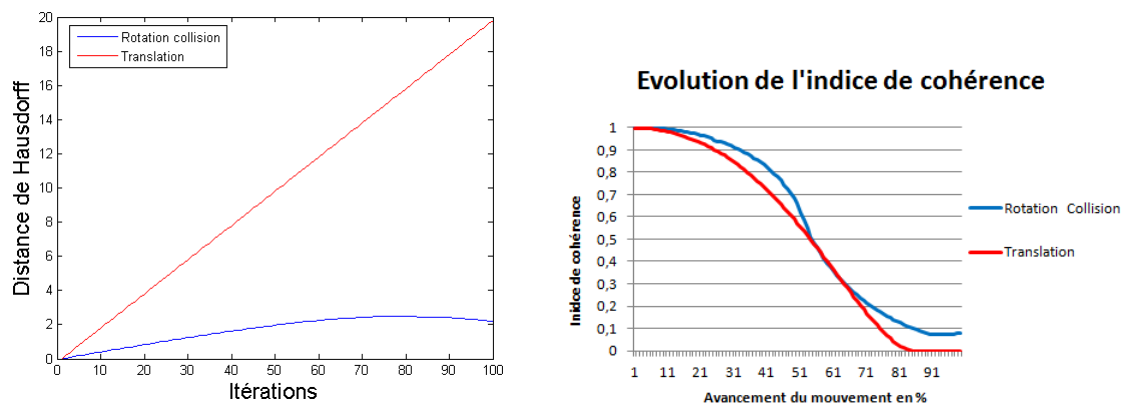


Figure 92 : IoAC (gauche) et indice de Schwartz (droite) pour les simulations de translation et de rotation collision

La distance de Hausdorff pour la translation augmente de façon significative et retranscrit l'éloignement observé sur la $FoAC$ correspondante (Figure 92 gauche). En ce qui concerne la rotation collision, l'augmentation est moins importante. En fin de mouvement, la tendance s'inverse et la courbe décroît légèrement lors des 20 dernières itérations. Nous avons fait la remarque qu'une collision/dislocation apparaissait lors des 20 dernières itérations. C'est ce phénomène qui est retranscrit par la courbe bleue de l' $IoAC(t)$. Alors que l'indice développé par Schwartz nous indique seulement une baisse de la cohérence, nos outils basés sur la géométrie de la surface articulaire nous permettent de détecter la nature du problème de cohérence articulaire. Ces outils ne dépendent pas d'un point de rejet empirique. Cependant, contrairement à l'autre indice, la notion de vis-à-vis entre les surfaces est plus subtile à détecter. En effet, seule l'apparence en escalier plus ou moins importante peut nous indiquer une baisse du nombre de vis-à-vis. Nous montrerons plus précisément, dans le chapitre suivant, l'impact d'une baisse du nombre de vis-à-vis sur les indices.

Chapitre 5

Résultats

Sommaire

1	Introduction	94
2	Validation de l'hypothèse de cohérence articulaire	95
2.1	Protocole expérimental	95
2.1.1	Segmentation des données	96
2.1.2	Utilisation d'un algorithme de recalage simultané multi-objets	97
2.2	Résultats	98
3	Application des indices à la comparaison de chirurgie de reconstruction du LCA.	99
3.1	Protocole expérimental	99
3.2	Résultats	100
4	Robustesse de la modélisation morpho-fonctionnelle proposée.....	101
4.1	Validation du choix des deux coupes sagittales	101
4.2	Influence d'une diminution du nombre de sommets sur la cinématique	105
5	Application à l'analyse de mouvements simulés : comparaison entre l'axe Bicondylaire et l'axe mobile de flexion du genou.....	106
6	Modélisation morpho-fonctionnelle vs cinématique réelle et pseudo-cinématique	109
6.1	Validité de la simulation : comparaison à une cinématique réelle enregistrée.....	109
6.2	Validation de la modélisation – Comparaison à une pseudo-cinématique réelle.....	110
7	Conclusion	111

1 Introduction

Dans les chapitres précédents, nous avons proposé une modélisation morpho-fonctionnelle de flexion du genou et des indices temporels quantifiés de cohérence articulaire. Ces travaux reposent sur deux hypothèses :

- La première : l'**hypothèse de cohérence articulaire**, insiste sur le fait que lors d'un mouvement correctement acquis, les distributions de distances entre les 2 surfaces restent proches les unes des autres.
- La deuxième hypothèse dit que la morphologie des surfaces articulaires joue un rôle important dans la fonction de l'articulation, c'est le principe du **lien morpho-fonctionnel** que nous défendons et grâce auquel nous avons proposé une simulation du mouvement du genou (Chapitre 2).

Dans ce chapitre nous allons décrire plusieurs expérimentations permettant de valider les deux hypothèses émises et révélant l'intérêt (la pertinence) des outils développés quant à la modélisation de flexion du genou et les indices temporels quantifiés de cohérence articulaires.

Nous commencerons par valider l'**hypothèse de cohérence articulaire** à l'aide de données issues d'un protocole d'acquisition pseudo-cinématique de flexion de genou développé spécialement pour cette étude. La connaissance de la conformation 3D au cours de la flexion permettra de suivre et comparer les indices temporels.

La deuxième expérimentation permettra de montrer que les indices quantifiés peuvent différencier plusieurs cinématiques enregistrées correspondant à différents états ligamentaires avant et après différentes chirurgies du même sujet.

Dans une deuxième partie, nous nous appliquerons à valider l'hypothèse de robustesse de notre modélisation originale de flexion du genou.

Enfin, nous comparerons la cohérence articulaire obtenue pour différentes modélisations de flexion du genou autour des axes mobiles (présentés en chapitre 2) et de l'axe Bicondytaire du genou par rapport à la cohérence d'une cinématique enregistrée.

2 Validation de l'hypothèse de cohérence articulaire

Nous avons mis au point un protocole pour acquérir la morphologie d'une même articulation dans plusieurs positions, d'où le terme de pseudo-cinématique qui sera employé ultérieurement. Nous réalisons les acquisitions à l'aide d'un scanner hélicoïdale sur données cadavériques. Grâce à ces données, nous disposerons d'un panel de vérité terrain pour valider l'hypothèse de cohérence articulaire suivante : les fonctions de répartitions au cours du mouvement restent proches de la fonction de répartition initiale de référence.

2.1 Protocole expérimental

Etant donné le caractère irradiant de la méthode, le choix de la pièce anatomique s'est imposé pour valider notre hypothèse. Nous avons fixé le membre inférieur sur une planche sur laquelle nous avons tracé des repères correspondant aux angles de flexions allant de 0° (extension) à 90° par palier de 10 degrés. Pour faciliter les manipulations, le laboratoire d'anatomie a préparé la jambe sous un film de 3M médical et recouvert d'un jersey comme utilisé en salle d'opération.



Figure 93 : Acquisition scanner d'une pièce anatomique

Nous avons ensuite procédé aux acquisitions scanners des 10 positions de flexion du membre inférieur. Les acquisitions ont bien évidemment été centrées sur le genou mais nous avons scanné suffisamment de diaphyse de part et d'autre de l'articulation pour faciliter les traitements ultérieurs. La résolution s'échelonne de $(0,96 \times 0,96 \times 0,4 \text{ mm}^3)$ lorsque la fenêtre d'acquisition est fixée sur le membre entier à $(0,49 \times 0,49 \times 0,4 \text{ mm}^3)$ lorsque la fenêtre est réduite sur le genou. Les diaphyses offrent en effet des segmentations assez aisées, précises et permettant un recalage des segmentations les unes sur les autres en une seule position virtuelle. Le membre inférieur n'a pas été scanné en position complètement étendue avec l'arrière de la cuisse touchant la table à cause d'une rigidité cadavérique qui nous empêchait de maintenir le membre inférieur dans cette position. Nous avons privilégié le maintien de la jambe sur un plateau sans forcer artificiellement la flexion afin de respecter la cinématique propre au genou étudié.

Le passage dans le tunnel du scanner nous a contraints à distribuer les angles de flexion que nous voulions étudier selon trois positions préalables du fémur.

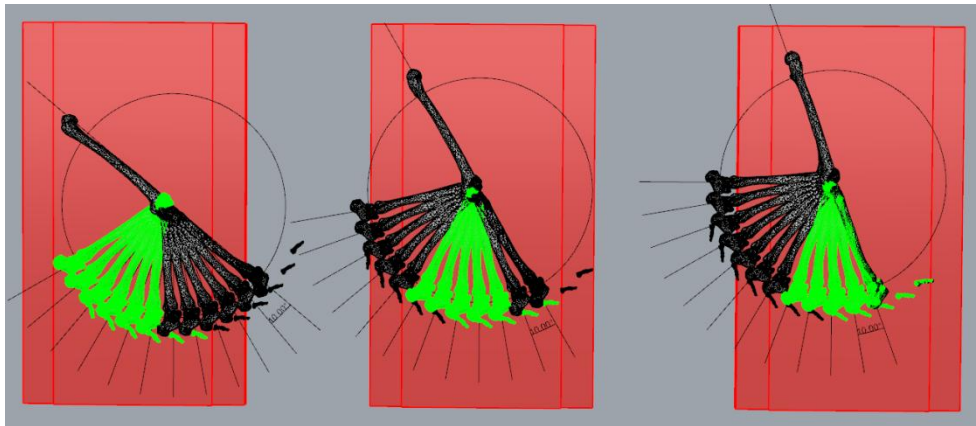


Figure 94 : Description des 3 positions du fémur sur la planche pour les acquisitions CT

Les deux segments sont fixés par des colliers Colson sur deux petits plateaux eux-mêmes mobiles sur le plan de manipulation. Ces deux plateaux sont munis d'adhésif double face qui suffisent à tenir la flexion le temps de l'acquisition CT, et cela malgré la rigidité cadavérique. C'est cette même rigidité qui nous a interdit des flexions ou extensions plus poussées.

2.1.1 Segmentation des données

Cette étape de segmentation a été la plus fastidieuse mais aussi la plus révélatrice des problèmes morphologiques de l'articulation dont nous disposions. Il aurait été idéal d'avoir une pièce anatomique aussi saine que possible pour en faciliter non seulement la segmentation mais également son utilisation dans ces travaux de thèse. Malheureusement, disposer de telles conditions expérimentales est strictement inenvisageable sur patient sain et très rare en laboratoire d'anatomie.

La jambe étudiée aura finalement été celle d'une personne âgée dont les os sont très ostéoporotiques et dont l'articulation comporte de nombreux ostéophytes. Nous avons cependant prêté une attention particulière à l'absence d'une lame ostéophytique qui peut en effet se développer entre les condyles fémoraux et sectionner les ligaments croisés. La cinématique du genou s'en trouverait alors fortement altérée et ne reflèterait alors plus la réalité.

Nous nous trouvons avec 11 volumes à segmenter pour lesquels il existe une vérité terrain unique : il n'existe en effet qu'un seul couple fémur/tibia correspondant à tous ces volumes. Nous avons envisagé de segmenter une seule des acquisitions pour recalcr les résultats obtenus sur les autres positions. Le problème de cette méthode est qu'elle propage d'une part les erreurs de segmentations dues à l'opérateur. D'autre part, lors de la visualisation des données sur notre logiciel de segmentation, nous avons constaté que la résolution des données n'était pas suffisante pour effectuer une segmentation semi-automatique rapide et de qualité. Nous avons donc choisi de segmenter l'ensemble des volumes qui possèdent chacun une partie de la vérité terrain. L'utilisation d'un algorithme de recalage robuste simultané multi-objet développé au LaTIM, l'IMPC (Cresson 2005), nous permettra d'extraire un maximum de cette vérité pour former un consensus que nous utiliserons pour nos investigations.

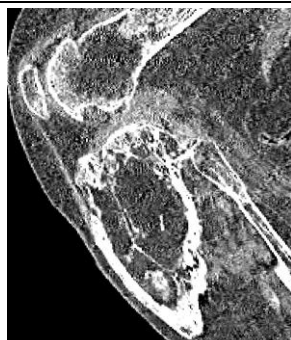


Figure 95 : coupe de l'articulation fémoro-tibiale à segmenter

Après segmentation d'un volume et le travail fastidieux que cela a représenté à cause de la faible résolution (Figure 95) et de l'indétermination qui en résulte, nous avons privilégié une méthode de segmentation basée sur la propagation d'un masque de travail. Ce masque de travail n'est ni plus ni moins que le volume segmenté lors de l'analyse du premier volume, élargi suffisamment pour le rendre tolérant, et recalé à vue sur les volumes suivants (Figure 96). Les outils de segmentation évitent alors de diffuser leurs sélections trop loin. On a réussi à introduire un a priori fort tout en laissant une liberté de segmentation à l'intérieur du masque.

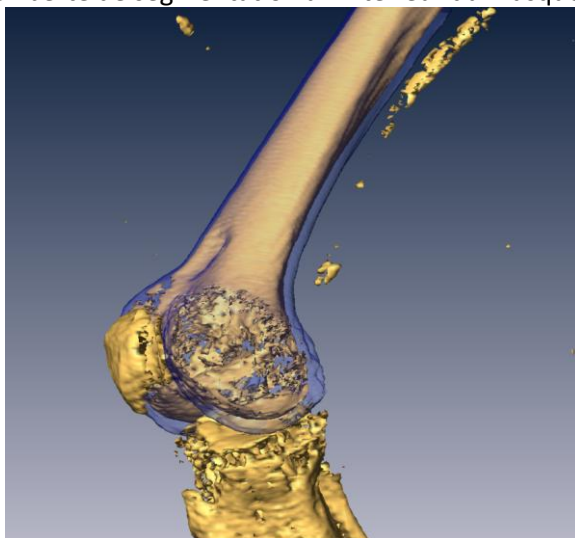


Figure 96 : Calage du masque (en bleu transparent) sur l'un des volumes à segmenter

Une fois que tous les fémurs ont été segmentés sous forme d'objets surfaciques, il est possible de les recalcr sur une même position. Ce même déplacement sera appliqué aux volumes CT d'origine et nous obtiendrons un jeu de données homogène et facilement visualisable. La matrice de transformation entre objet surfacique est appliquée à l'ensemble du volume CT. En aucun cas les volumes d'origine n'ont été modifiés : les positions relatives des os de chacun de ces volumes sont intactes.

2.1.2 Utilisation d'un algorithme de recalage simultané multi-objets

Un algorithme de recalage robuste, simultané, multi-objets, appelé IMCP, a été développé au LaTIM pour l'analyse morpho-fonctionnelle des systèmes ostéo-articulaires (Cresson 2005, Jacq 2008). Il offre en particulier la possibilité de matérialiser en super-résolution la forme virtuelle consensus sur laquelle sont recalées simultanément toutes les instances d'un même objet. Ce nuage de points concentre l'information redondante de tous les objets et est robuste aux erreurs de segmentation isolées.

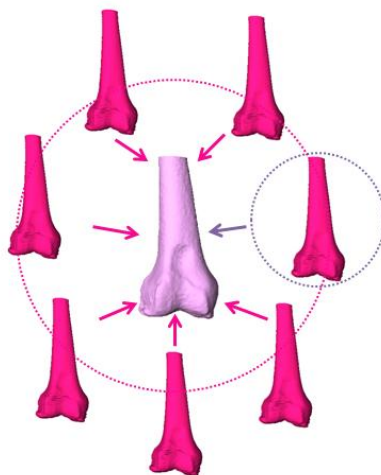


Figure 97 : Création du volume en super résolution (Cresson 2005).

Grâce à l'IMCP, nous avons recoupé l'information des 11 volumes segmentés pour créer un objet surfacique unique de meilleure résolution. Ce volume a été recalé sur chacun des volumes segmentés avec une erreur de recalage inférieure à la résolution du maillage du volume segmenté. La figure ci-dessous présente le résultat de cette segmentation sur les positions extrêmes :

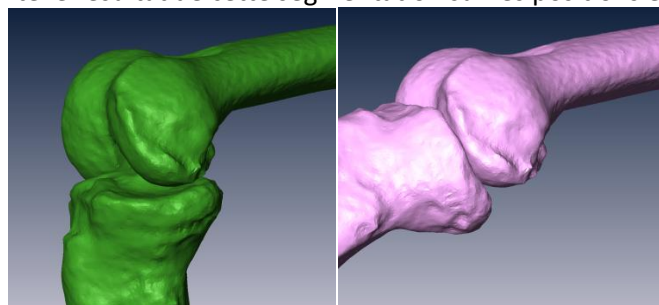


Figure 98 : Segmentation des positions extrêmes

2.2 Résultats

Pour chaque acquisition, nous avons calculé la fonction de répartition (FR) associée. Les 10 fonctions ont été superposées sur le même graphe de la position la plus fléchie en bleu à la position d'extension en magenta comme proposé sur la légende couleur du graphe.

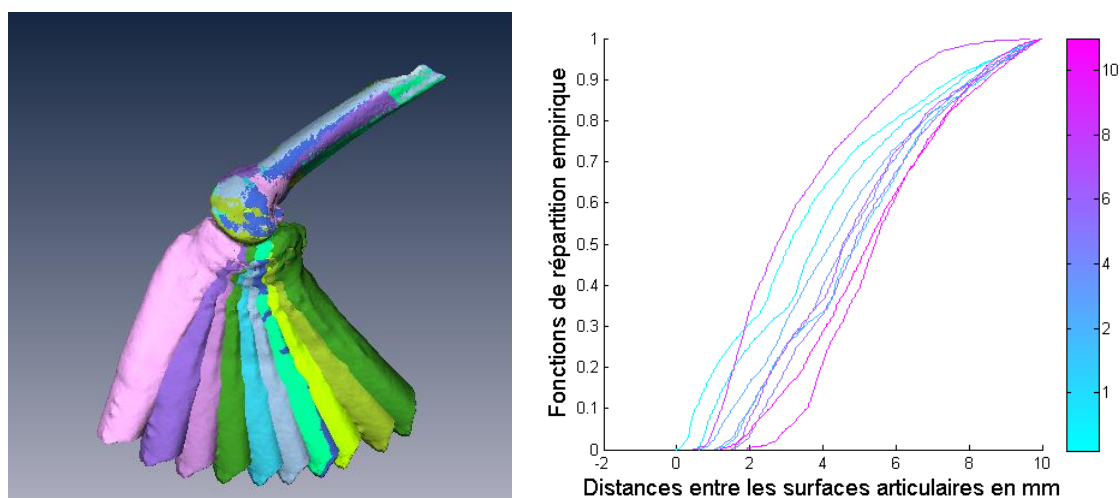


Figure 99 : Segmentation des 10 acquisitions. Superposition des FR de chaque acquisition

La figure 99 nous montre que les fonctions de répartition de chaque acquisition restent proches les unes des autres. L'écart le plus important entre les fonctions de répartitions extrêmes est de l'ordre de 3mm. Pour quantifier ces observations, intéressons-nous aux valeurs de l'*IoAC* entre la position de référence (genou en extension) et chaque acquisition.

Le tableau ci-dessous regroupe ces résultats :

Acquisitions	1 (réf)	2	3	4	5	6	7	8	9	10
IoAC	0	0,55	1,05	0,63	1,03	1,56	1,50	0,46	1,89	1,19

Les valeurs de l'*IoAC* évoluent entre 0 et 1,89 et caractérisent une bonne cohérence articulaire.

A partir de cette pseudo-cinématique, nous pouvons donc valider notre **hypothèse de cohérence articulaire** qui insiste sur le fait que les fonctions de répartition restent proches les unes des autres au cours du mouvement. Implicitement cela signifie que la distribution temporelle des distances entre les surfaces articulaires évolue peu.

3 Application des indices à la comparaison de chirurgie de reconstruction du LCA.

Le chapitre précédent nous a permis d'introduire les outils de cohérence articulaire que nous avons développés. Ces outils ont été testés sur des données synthétiques ou sur des simulations de mouvement. Une étape supplémentaire pour valider ces outils consiste à les utiliser pour comparer différentes cinématiques enregistrées correspondant à différents états ligamentaires.

Grâce à une collaboration avec le Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO) de l'Ecole de Technologie Supérieure de Montréal, nous avons eu accès à des données de cinématiques enregistrées de flexion du genou.

3.1 Protocole expérimental

Les cinématiques enregistrées proviennent de travaux menés par Hagemeister sur des pièces anatomiques provenant de sujets dont l'âge moyen est de 79,8 ans . Ils ont pour but de comparer l'impact de différentes chirurgies de reconstruction du Ligament Croisé Antérieur (LCA) sur le mouvement de flexion/extension du genou. Le protocole expérimental est entièrement décrit dans (Hagemeister 2002). Brièvement, les cinématiques ont été enregistrées par l'intermédiaire de capteur magnétique (Fastrack, Polhemus, Vermont, USA) fixé directement dans l'os. Le mouvement de flexion a ensuite été reproduit par une tension du quadriceps.

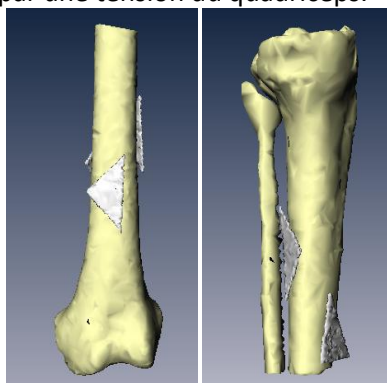


Figure 100 : Capteur fixé dans l'os

5 configurations ont été testées sur le même genou dans l'ordre suivant :

- LCA intact

- Résection du LCA

- "synthetic double tunnel reconstruction" (ACL 2 tunnels) des tunnels de 4,5mm ont été utilisés ainsi qu'un ligament synthétique de 8mm de large

- reconstruction "Over-The-Top" (ACL OTT) avec le même ligament synthétique

- enfin, la reconstruction "Bone-patellar-bone double tunnel" (ACL Combinaison) pour laquelle les tunnels de 4,5 mm préalablement installés ont été remplacés par des tunnels de 10 mm. Le ligament utilisé est un prélèvement d'une partie du tendon entre la patella et le tibia. Sa largeur est de 10 mm.

Afin d'utiliser nos outils, nous disposons bien des structures osseuses segmentées et des données de cinématique de flexion/extension pour une pièce anatomique pour calculer à chaque instance du mouvement les fonctions de répartition.

3.2 Résultats

Pour rappel : Dans tout ce qui suit, la colorbar des $FoAC$ représente les itérations successives du mouvement. Ainsi nous passons du bleu en début de mouvement au rouge vers la fin de celui-ci. La ligne noire sur les graphiques représente la fonction de répartition calculée à l'instant de référence.

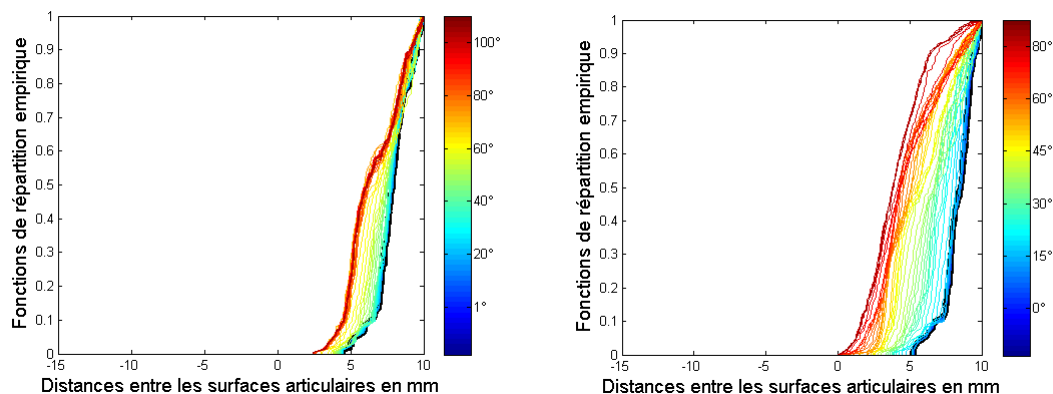


Figure 101 : Comparaison entre la cinématique intacte (gauche) et après résection du LCA (droite)

Nous constatons qu'après résection du LCA, les fonctions de répartition s'éloignent de la référence dans le sens des distances décroissantes avec des surfaces articulaires à la limite de la collision, alors que ce n'est pas le cas pour la cinématique intacte. A partir des $FoAC$, nous sommes capables de différencier 2 cinématiques ce qui répond à l'un de nos critères proposés en fin de chapitre 3.

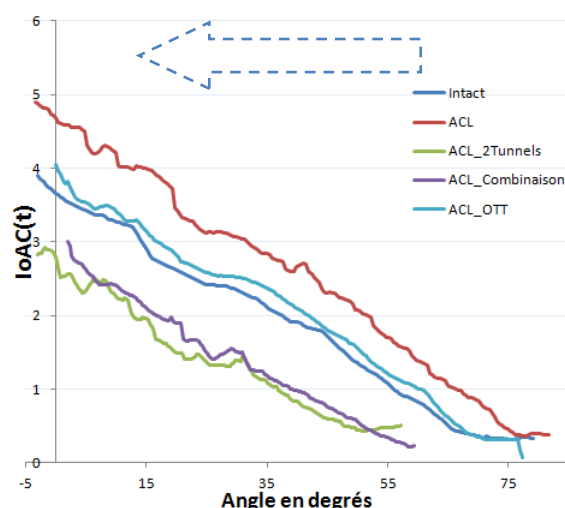


Figure 102 : Evolution de l'IoAC au cours d'une extension du genou après chaque reconstruction

Le graphique ci-dessus présente l'évolution de l' $I_{oAC}(t)$ pour un mouvement de flexion après chaque chirurgie de reconstruction sur une pièce anatomique. Il est important de préciser ici que la position de référence utilisée est un genou en flexion ce qui explique quand on regarde le graphique que les distances de Hausdorff semblent décroître au fur et à mesure du mouvement. La flèche bleue sur le graphe indique le sens du mouvement et modélise ainsi l'extension.

Ce que nous pouvons retirer de ce graphe est que l' $I_{oAC}(t)$ nous permet de différencier les 5 configurations proposées. On constate qu'après rupture du LCA les valeurs de l' $I_{oAC}(t)$ sont plus importantes avec une amplitude de 0.2 à 5 ce qui témoigne d'une performance moindre par rapport au ligament intact. La méthode qui semble se rapprocher le plus de la cinématique *intacte* est la reconstruction "*Over the top*". Leurs amplitudes sont proches et prennent leurs valeurs entre 0.2 et 4. Enfin étant donné que l' $I_{oAC}(t)$ prend des valeurs plus faibles (amplitude comprise entre 0.2 et 3) pour les méthodes *ACL_Combinaison* et *ACL_2Tunnels*, il est tentant de conclure que ces méthodes sont meilleures que la précédente. Il faut cependant nuancer ces propos. L'âge moyen des sujets est à prendre en compte. Des chirurgies de reconstruction appliquées sur des sujets âgés peuvent avoir pour conséquence une récupération de certaines fonctionnalités perdues et qui induisaient des performances moindres sur la qualité de la cinématique intacte. Cependant d'autres facteurs entrent en compte, d'une part le genou n'est pas en charge d'autre part, il se pourrait que les 2 méthodes (*ACL_Combinaison* et *ACL_2Tunnels*) entraînent une sur-contrainte au niveau du genou qui maintient trop fermement les surfaces articulaires en vis-à-vis au cours du mouvement. Il est à noter que les remarques que nous avons pu retirer de notre graphe sont en adéquation avec les résultats obtenus par Hagemeister et al.

4 Robustesse de la modélisation morpho-fonctionnelle proposée

4.1 Validation du choix des deux coupes sagittales

Le chapitre 2 a été consacré à la description de la modélisation de flexion/extension du genou basée sur une approche morpho-fonctionnelle. Cette méthode repose en grande partie sur la détermination de deux coupes pseudo-sagittales (une par condyle) à partir desquelles sont calculés les axes successifs de rotation. Dès lors, il est important de valider ce choix de coupe. Cette validation se fera par l'intermédiaire des F_{oAC} et $I_{oAC}(t)$.

4.1.1 Influence d'une translation de la coupe

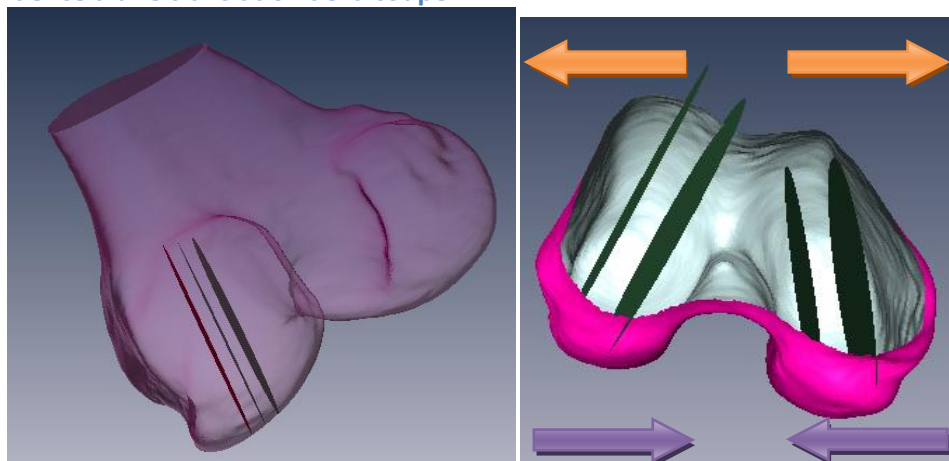


Figure 103 : Influence du décalage des coupes

Dans notre simulation, le comportement de chaque condyle est modélisé par une coupe pseudo-sagittale (voir chapitre 2) sur chaque condyle. La coupe choisie est celle qui contient l'axe principal de l'ellipsoïde ajusté sur le condyle et qui est de plus perpendiculaire au plan ajusté sur le plateau tibial. Nous avons décidé de tradater ces deux coupes vers l'**extérieur** (médial vers latéral) et vers l'**intérieur** (latéral vers médial) pour en étudier l'impact sur la cinématique simulée. Ainsi pour chacun des condyles, la coupe a été tradatée de 1, 2, 3, 4 et 5 mm vers l'extérieur et l'intérieur. Les résultats sont présentés ci-dessous :

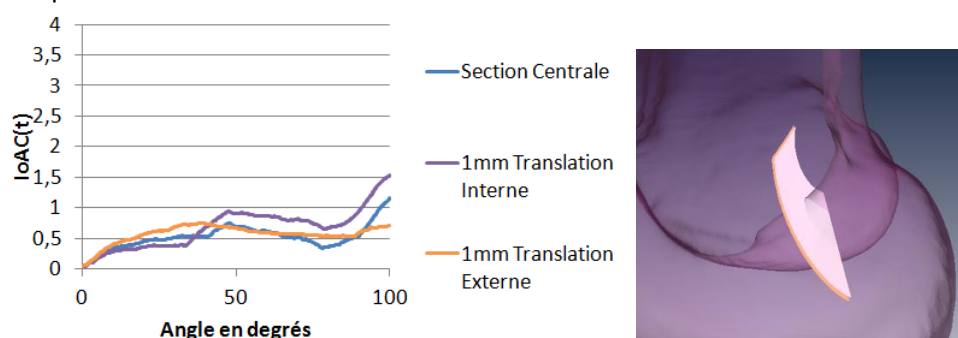


Figure 104 : Translation de 1 mm

Les translations **internes** et **externes** de 1mm ont peu d'influence sur les valeurs de l' $IoAC(t)$ qui restent assez proches de celles obtenues pour la coupe centrale. Pour exemple, une translation **externe** de 1mm entraîne un décalage postéro-antérieur de 1mm du feuillet d'axes par rapport à celui de la coupe centrale. Une translation de 2 mm fournit des résultats tout aussi satisfaisants. Cependant, dès 3 mm de décalage, les valeurs de $L'IoAC(t)$ commencent à augmenter ; et cette tendance est plus significative pour 4 et 5 mm.

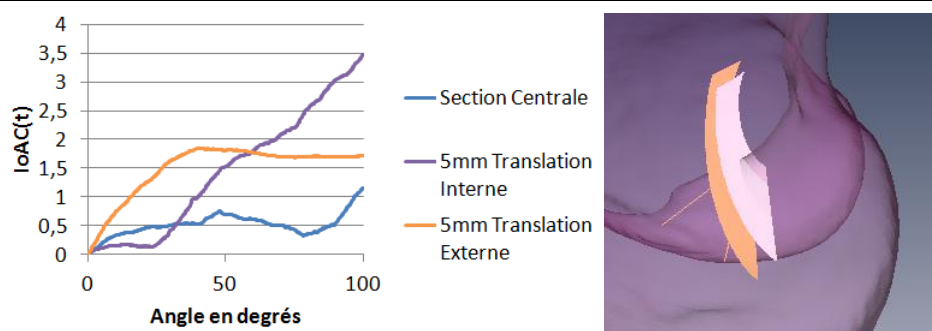


Figure 105 : Translation de 5 mm

Les translations de 5mm ont un impact plus important sur la cinématique avec des valeurs d' $IoAC(t)$ plus importantes. Pour bien comprendre les phénomènes sous-jacents, regardons-les $FoAC$ associées à ces 2 types de simulations. Etant donné que les évolutions sont les mêmes pour les translations externes ou internes, nous ne présenterons ici que le cas des translations externes.

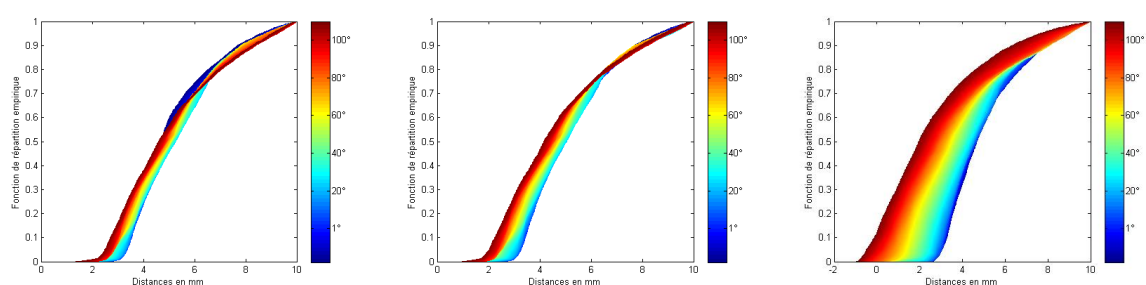


Figure 106 : FoAC coupe centrale (gauche), translations 1mm externe (milieu) et 5mm externe (droite)

Visuellement, il y a très peu de différence entre la $FoAC$ de la coupe centrale et celle de la coupe décalée de 1 mm. Pour la translation de 5mm, les fonctions de répartitions se décalent vers les distances signées négatives avec l'apparition de collisions entre les surfaces articulaires en fin de mouvement. Ces tests ont été reproduits sur 5 sujets et la tendance observée sur le sujet présentée se dessine également sur l'ensemble des sujets.

Il apparaît donc que de petites translations ont une influence moindre sur la cinématique simulée. Ces résultats vont dans le sens que la courbure du condyle ne varie que très peu dans les plans médio-latéraux et que nous pouvons modéliser le comportement du condyle par une coupe pseudo-sagittale.

Bien que cette coupe tienne compte de l'orientation globale du condyle, nous nous sommes également intéressés à l'influence d'une rotation de celle-ci sur la cinématique.

4.1.2 Influence d'une rotation de la coupe

Toujours autour de la coupe centrale, nous avons comparé les conséquences de rotation internes et externes de 5 et 10°.

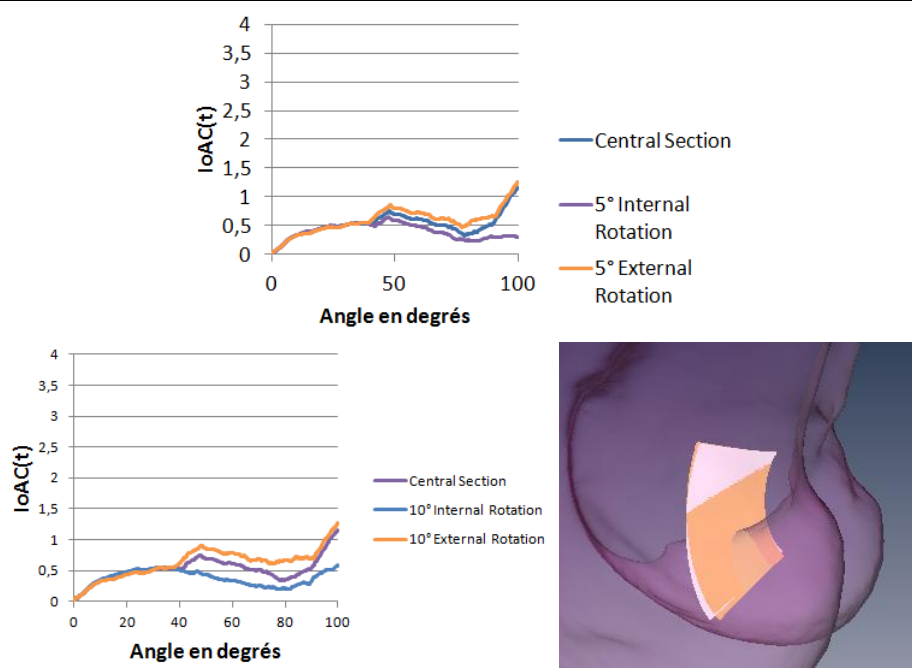


Figure 107 : Rotations de 5 et 10°

Tout comme pour les faibles translations, les rotations de 5 et 10° ont peu d'influence au sens de l' $IoAC(t)$ sur la cinématique du mouvement. Les valeurs restent assez proches de celles obtenues pour la coupe centrale. Il apparaît cependant que les rotations internes améliorent légèrement les résultats de l' $IoAC(t)$ pour ce sujet.

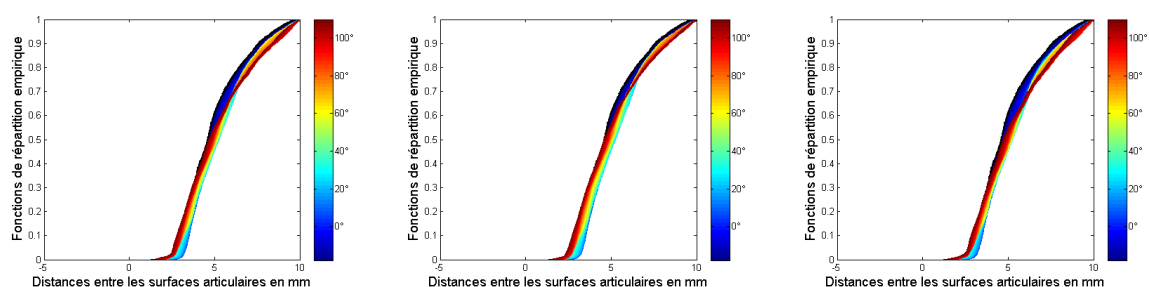


Figure 108 : FoAC coupe centrale (gauche), rotation 5° externe (milieu) et 10° externe (droite)

Des rotations de 5 et 10° autour de la coupe centrale ne changent pas de façon notable le profil de la $FoAC$ et ne modifient donc que très peu la cinématique simulée.

4.1.3 Conclusion

En conclusion, il apparaît que de faibles translations (1 ou 2 mm) et que de légères rotations (5 et 10°) ne modifient que très légèrement la cinématique de flexion de genou simulée en comparaison avec celle obtenue pour la coupe pseudo-sagittale dont la sélection est décrite dans le chapitre 3. Ces résultats nous confortent dans le choix de modéliser le comportement du condyle par une coupe pseudo-sagittale déterminée par une approche morpho-fonctionnelle.

4.2 Influence d'une diminution du nombre de sommets sur la cinématique

Nous montrons ici la robustesse de la modélisation cinématique vis-à-vis de la précision des surfaces c'est-à-dire que nous diminuons le nombre de **facettes** des surfaces articulaires en vis-à-vis et comparons les mouvements obtenus à l'aide des indices.

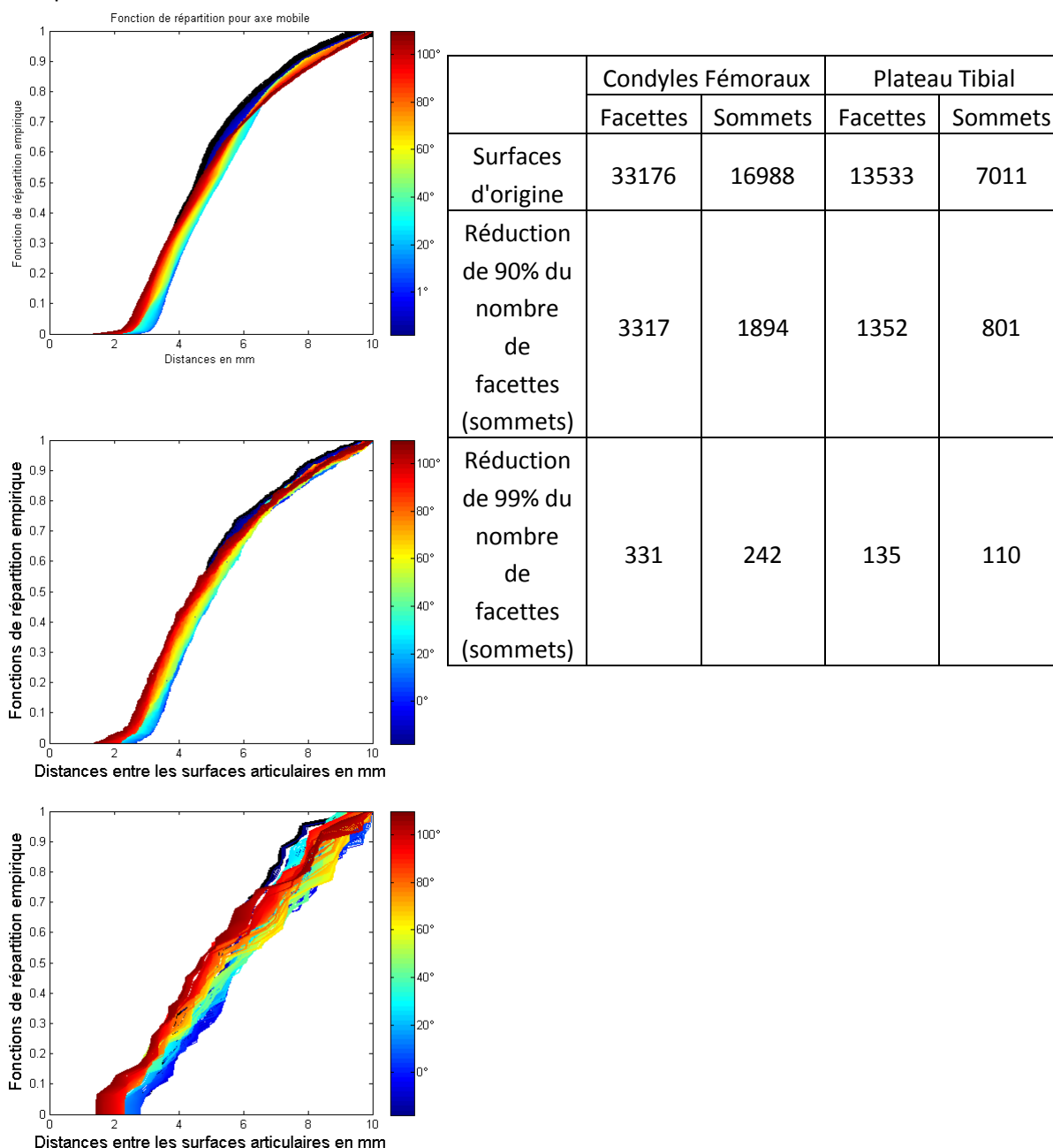


Figure 109 : Dégradation du nombre de facettes des surfaces articulaires originales (haut gauche), de 90% (bas gauche) et 99% (bas droite).

Malgré une décimation de 90% du nombre de facettes, la $FoAC$ originale et la $FoAC$ dégradée évoluent dans les mêmes gammes de distances. Cependant plus on dégrade les surfaces articulaires, plus les paliers des fonctions de répartitions sont visibles et en particulier sur la $FoAC$ dégradée à 99%. Ces remarques sont tout à fait transposables à la figure suivante qui présente les valeurs de $I_{oAC}(t)$ pour les 3 simulations.

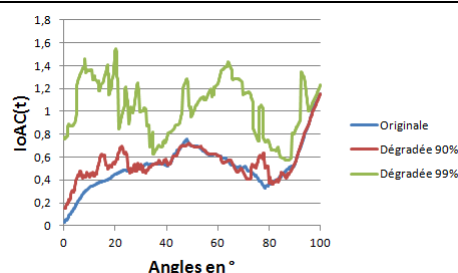


Figure 110 : $IoAC(t)$ pour les 3 simulations

Les simulations originales et dégradées à 90% sont effectivement très proches. Les perturbations sont plus visibles pour une dégradation du maillage de l'ordre de 99%. Même si dans la réalité, les résolutions des volumes 3D des surfaces articulaires dont nous disposons ne sont jamais aussi faible, le fait que la baisse significative du nombre de facettes n'aie que peu d'influence sur les résultats obtenus avec l' $IoAC(t)$ et la $FoAC$, fait ressortir l'aspect robuste de la méthode.

5 Application à l'analyse de mouvements simulés : comparaison entre l'axe Bicondylaire et l'axe mobile de flexion du genou

Cinq CTs de genoux appartenant à des sujets ne présentant pas d'anomalie des surfaces articulaires des condyles fémoraux et du plateau tibial ont été segmentés de manière semi-automatique afin d'en extraire les surfaces d'intérêt à l'aide du logiciel AMIRA® from Visualization Sciences Group. Ces sujets ont été sélectionnés par un radiologue parmi des patients ayant subi un examen scanner qui n'a finalement révélé aucune anomalie au niveau de l'articulation du genou. Les cinq acquisitions ont été réalisées sur des membres inférieurs en extension. Pour chaque acquisition nous simulons les cinématiques de flexion avec axe statique (Bicondylaire palpé) et mobile. Ceux-ci sont déterminés par les méthodes décrites au chapitre 3. Le tibia est mis en mouvement de rotation autour de l'axe déterminé en considérant le fémur fixe et à partir d'une position de la jambe en extension, appelée position de référence.

Pour chaque acquisition, nous comparons deux cinématiques : l'une correspondant à un mouvement de flexion de 100° autour de l'axe statique, l'autre à une flexion de 100° autour de l'axe mobile. Les $FoCA$ ci-dessous correspondent au suivi des fonctions de répartition des distributions de distances pour les 5 sujets pour chacun des axes, statique et mobile.

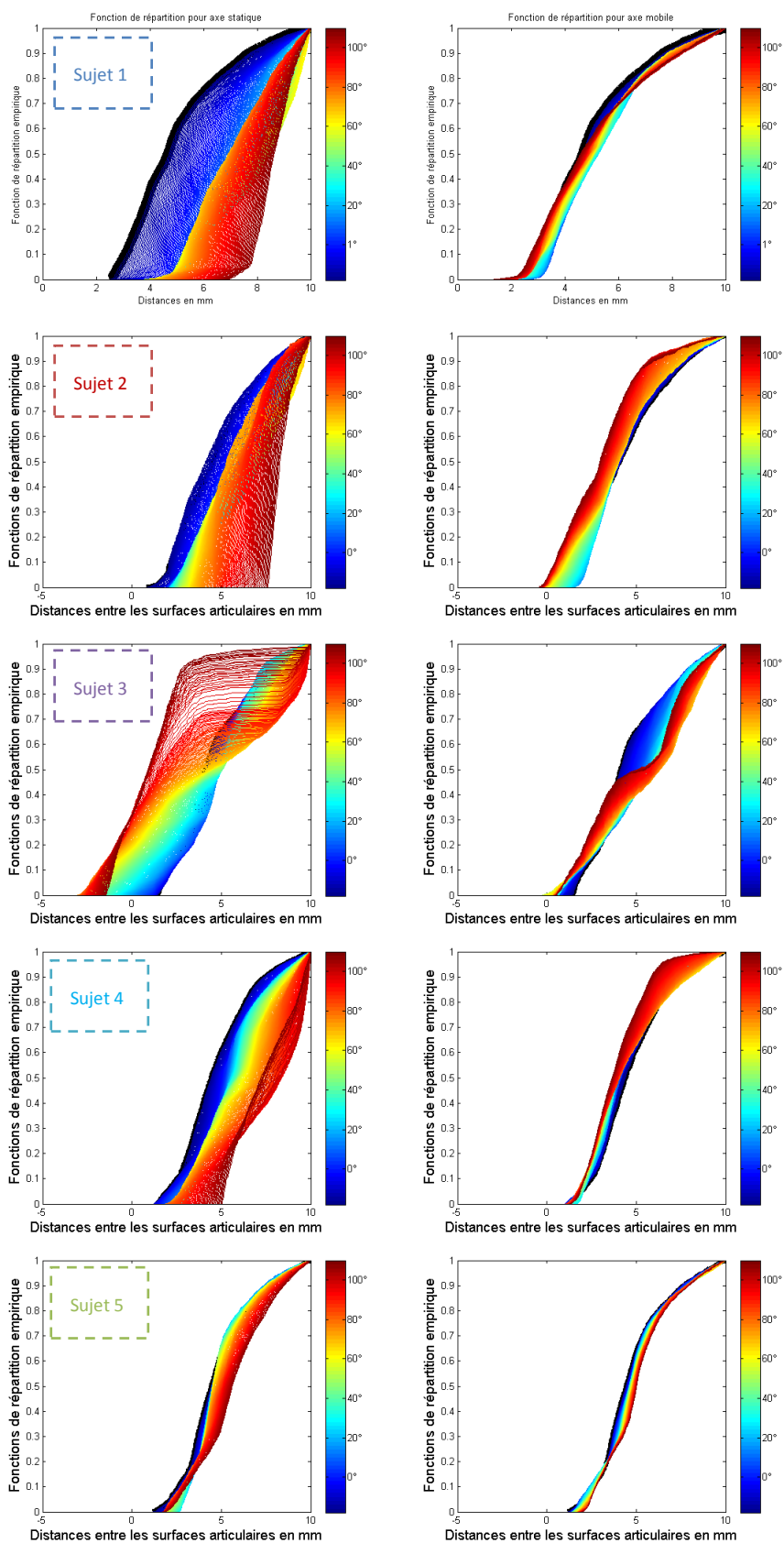


Figure 111 : FoAC des simulations autour de l'axe Bicondylaire (gauche) et mobile (droite) pour les 5 sujets

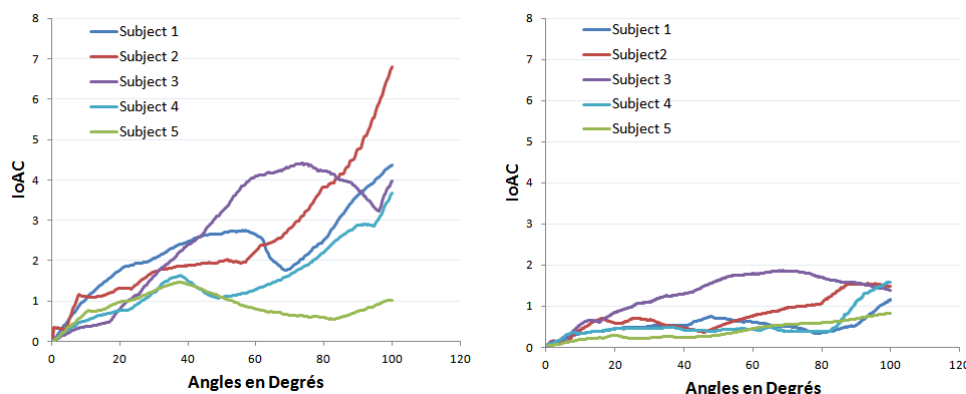


Figure 112 : $IoAC(t)$ des simulations autour de l'axe Bicondylaire (gauche) et mobile (droite) pour les 5 sujets

De manière générale, pour les 5 sujets, l'axe mobile fournit de meilleures valeurs de cohérence articulaire que l'axe Bicondylaire au cours du mouvement. Les fonctions de répartition restent proches de la référence en noire sur tous les graphiques liés à la modélisation par axe mobile. Seul le sujet 3 présente une légère zone de collision en fin de mouvement. Pour rappel, plus la valeur de l' $IoAC(t)$ sera proche de 0 meilleure sera la cohérence articulaire.

Pour les sujets 1, 2 et 4, et les simulations autour de l'axe Bicondylaire, les fonctions de répartition se décalent dans le sens des distances croissantes ce qui traduit un état d'éloignement entre les surfaces articulaires. En particulier pour le sujet 1, on observe que les fonctions se décalent vers les distances croissantes jusqu'à 60° (éloignement entre les surfaces) puis les fonctions se rapprochent de la référence pendant environ 10 degrés avant de s'écarter de nouveau. Sur le graphique de l' $IoAC(t)$ cela se traduit par une hausse de l'indice jusqu'à 60°, une baisse pendant environ 10° puis une nouvelle hausse. Pour le Sujet 3 et la rotation autour de l'axe Bicondylaire, les fonctions vont dans le sens des distances décroissantes et décrivent une collision entre les surfaces.

Enfin pour le sujet 5, bien que les performances de la simulation autour de l'axe statique soient bonnes avec un $IoAC(t)$ global inférieur à 1.5, la simulation autour de l'axe mobile est meilleure avec un $IoAC(t)$ qui ne dépasse pas 1.

De manière générale, les simulations autour des axes mobiles semblent donner de meilleurs résultats en termes de cohérence articulaire que celles autour de l'axe Bicondylaire. La différence majeure entre ces 2 axes repose sur le fait que l'axe mobile intègre de façon plus précise la dimension morphologie des condyles. Cependant seule une comparaison à une cinématique enregistrée permettra d'aller plus loin dans nos conclusions liées à cette modélisation et voir l'impact de la morphologie sur le mouvement.

Nous allons maintenant comparer notre modélisation par axe mobile à une cinématique enregistrée. Pour ce faire, nous allons utiliser les cinématiques intactes d'Hagemeister et al, dont le protocole d'enregistrement est donné dans la section 3.1) de ce chapitre. Nous comparerons ensuite notre modélisation à la pseudo-cinématique utilisée préalablement pour valider l'**hypothèse de cohérence articulaire**.

6 Modélisation morpho-fonctionnelle vs cinématique réelle et pseudo-cinématique

6.1 Validité de la simulation : comparaison à une cinématique réelle enregistrée

Nous avons comparé notre modélisation de flexion/extension aux mouvements de flexion enregistrés pour 3 sujets. Notre modélisation a été calculée à partir du volume 3D de l'articulation fémoro-tibiale correspondant à chaque sujet pour lesquels nous avons une cinématique enregistrée. Les *FoAC* des simulations autour de l'axe **mobile** avec un dégradé de couleur allant du bleu clair au rose et celles des cinématiques **enregistrées** allant du bleu foncé au rouge ont été superposées sur une même figure. Ces colorbar décrivent les itérations successives du mouvements.

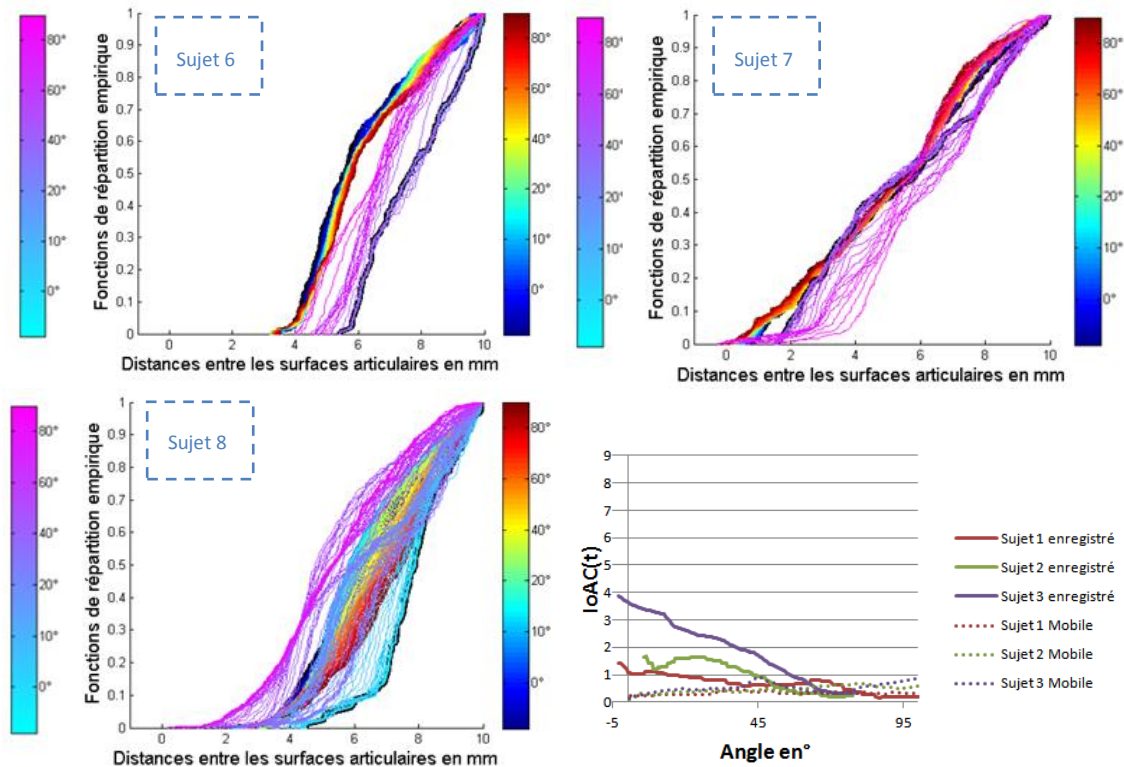


Figure 113 : Comparaison entre la modélisation et les cinématiques enregistrées pour 3 sujets

Les cinématiques intactes enregistrées à l'aide de Fastrack sont des mouvements d'extension/flexion ayant pour position de référence les surfaces articulaires présentant un angle de 80°. Pour les cinématiques simulées, la référence positionne les structures osseuses en extension. Les schémas présentent donc 2 références distinctes en noir. Pour le sujet 6, les zones de recouvrement entre les 2 *FoAC* sont assez faibles, les meilleurs résultats sont obtenus pour le sujet 8, en effet les 2 cinématiques évoluent dans les mêmes gammes de distances. Les résultats sont plus mitigés pour le sujet 7. Nous pouvons en déduire que la morphologie joue un rôle important dans la flexion/extension du genou.

Nous voyons aussi que pour les 2 simulations autour de l'axe mobile, les fonctions de répartition restent proches de la référence (voir graphe $IoAC(t)$) et forment un faisceau plus fin que pour les cinématiques enregistrées. Ceci pourrait traduire une sur-contrainte du mouvement entre les structures osseuses.

6.2 Validation de la modélisation – Comparaison à une pseudo-cinématique réelle.

La dernière partie de ce chapitre propose une comparaison de notre modélisation à la pseudo-cinématique précédemment décrite dans ce chapitre. A partir du volume 3D en extension nous avons appliqué notre méthode pour calculer les axes mobiles. Ensuite Pour chaque acquisition, nous avons calculé la fonction de répartition (FR) associée. Les 10 fonctions ont été superposées sur la *FoAC* de la modélisation autour de l'axe mobile. Les résultats sont regroupés sur la figure ci-dessous.

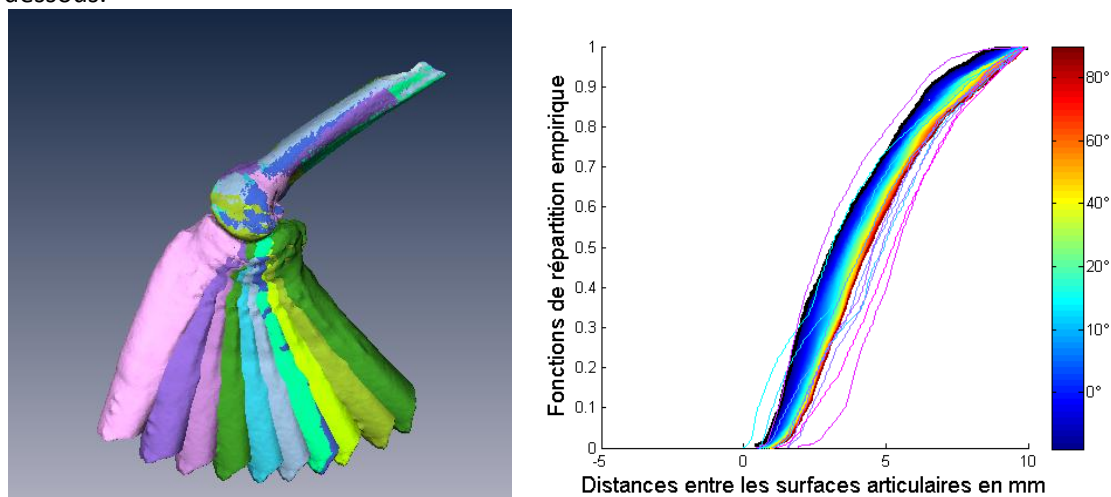


Figure 114 : Segmentation des 10 acquisitions. FoAC de la flexion simulée et superposition des FR de chaque acquisition

La figure 114 montre que le faisceau de FR de la modélisation est encadré par l'ensemble des 10 FR obtenues pour chaque acquisition de la position la plus fléchie en bleu à la position d'extension en magenta. Il apparaît ici que la simulation évolue dans les mêmes gammes de distances que ce que nous observons avec les résultats de la pseudo-cinématique. Ces résultats sont en adéquation avec les observations faites sur les cinématiques enregistrées de la section précédente et montrent que la morphologie peut nous permettre de décrire la fonction associée à l'articulation.

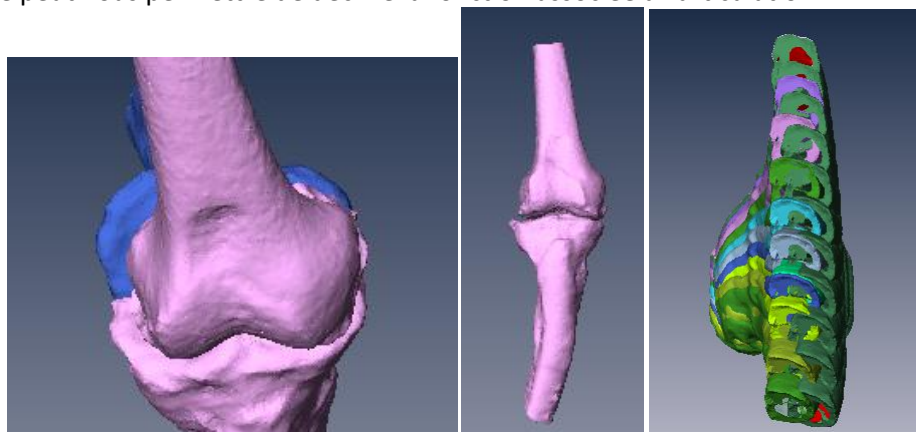


Figure 115 : Tibias issus des segmentations (multicolores) et position des tibias issus de la simulation

Sur les acquisitions effectuées, on remarque que le fémur est légèrement décalé vers les bords du plateau médial. Au fur et à mesure du mouvement, on observe un décalage du tibia vers la côté latéral. Etant donné les déformations initiales du tibia, il est ici difficile de conclure sur ce décalage. Il se pourrait aussi bien que la modélisation restaure l'alignement des surfaces articulaires

mais la raison la plus probable de ce décalage est imputable à la non prise en compte de l'environnement tissulaire environnant.

7 Conclusion

Ce chapitre regroupe l'ensemble des résultats relatifs aux outils de cohérence articulaire et à la modélisation de flexion du genou. Les cinématiques traduisant les différentes reconstructions du LCA nous ont permis de valider nos outils et de donner plus de poids aux conclusions que nous pouvons tirer des *FoAC* et *IoAC(t)*.

Revenons sur les caractéristiques que nous attendions d'un bon outil de cohérence et intéressons-nous à la manière dont nous y avons répondu grâce à ces tests sur des cinématiques enregistrées :

Attentes relatives aux outils de cohérences articulaires	Réponses apportées
Tenir compte de la géométrie des surfaces articulaires	Prise en compte de l'ensemble des distances entre les surfaces articulaires pour chaque instance du mouvement.
Détecter les problèmes de cohérence articulaire tels que la collision ou la dislocation	La <i>FoAC</i> est un outil qualitatif qui nous permet de nous passer d'une visualisation tridimensionnelle pour détecter la nature du problème de cohérence
Différencier plusieurs cinématiques	Grâce à ces données, nous avons pu montrer que nos outils la <i>FoAC</i> et l' <i>IoAC(t)</i> étaient capables de différencier plusieurs méthodes de reconstruction du LCA tout en fournissant des conclusions pertinentes et en accord avec celles déjà proposées dans la littérature (Hagemeister 2002).
Ne pas dépendre d'un paramètre empirique tel qu'une distance seuil	A aucun moment nous n'utilisons de seuillage pour la mise en place de la <i>FoAC</i> et l' <i>IoAC(t)</i>
Mettre en place une méthode générique par rapport au type d'articulation	Les différents tests que nous avons pu effectuer jusqu'à présent nous montre que ces outils peuvent s'utiliser pour chacune des articulations du corps humain

Ce tableau de synthèse montre que nous avons répondu à l'ensemble des critères que nous avons mis en avant pour le développement d'un bon outil capable de juger de la cohérence articulaire. Les 2 outils que nous proposons ont deux qualités distinctes :

- La *FoAC* a pour but de décrire les déplacements entre les surfaces articulaires sur un même graphe nous permettant de nous passer d'une représentation tridimensionnelle. C'est avant tout un **critère qualitatif**.

- L'*IoAC(t)* a été mis en place pour **quantifier** la cohérence articulaire à partir des observations de la *FoAC*.

Nous avons également pu comparer l'impact d'une cinématique pathologique (après résection du LCA) par rapport à une cinématique à priori saine (Intact). Dans ce cas précis, la *FoAC* nous permet de détecter précisément le moment où les structures osseuses présentent des collisions ou de la dislocation. Il serait également envisageable de coupler à ces outils les cartes de distances entre les structures osseuses avec une visualisation 3D pour localiser le problème de cohérence articulaire.

En ce qui concerne la modélisation de flexion du genou, nous avons tout d'abord souhaité valider le choix de la coupe sagittale étant donné qu'elle sert de pilier à la simulation. Les résultats montrent que l'approche morpho-fonctionnelle que nous avons suivi pour la localiser donne de bons résultats mais que des ajustements peuvent être fait. Afin d'améliorer cette technique, il serait intéressant de tester la localisation de cette coupe sur un plus grand panel d'articulation fémoro-tibiales.

De manière générale, la modélisation par axe mobile fournit de meilleurs résultats que la modélisation autour de l'axe Bicondylaire (ou statique). Ceux-là sont aussi plus homogènes (faisceaux de courbes bien regroupés autour de la référence) que ce que nous pouvons observer pour l'axe statique, axe pour lequel nous avons plutôt de la collision ou une prédominance de dislocation.

Les comparaisons entre la modélisation autour des axes mobiles et les cinématiques enregistrées de la section 3.4 ainsi que les pseudo-cinématiques de la section 3.5 sont encourageantes dans la mesure où pour 3 sujets sur 4, les *FoAC* évoluent dans les mêmes gammes de distances. Cela nous conforte dans l'idée que la morphologie joue un rôle important pour décrire le fonctionnement de l'articulation. Cependant, le focus que nous avons fait sur la morphologie des surfaces articulaires ne tient pas compte de l'environnement tissulaire qui jouent également un rôle important dans le maintien de l'articulation fémoro-tibiale (Kanamori 2000, Robinson 2007, Duprey 2010). De nombreux travaux décrivent l'impact des ligaments et autres tissus mous sur le mouvement du genou et il serait intéressant de coupler les 2 points de vue (impact de la morphologie et des tissus mous sur le mouvement) pour proposer une modélisation plus précise .

L'ensemble des surfaces articulaires sur lesquelles nous avons testé notre méthode étaient des articulations saines issues d'une base de données de patient ne présentant à posteriori pas de problèmes au niveau des surfaces articulaires. Nous n'avons pas testé l'impact de surfaces articulaires pathologiques sur les cinématiques du mouvement. Cette étude pourrait nous permettre de faire ressortir au niveau des outils une signature d'un mouvement sain en opposition à un mouvement pathologique.

Conclusion Générale

Dans le domaine ostéo-articulaire, comprendre le lien qui existe entre la forme et la fonction d'une articulation est une thématique chère au laboratoire LaTIM, qui y est développée depuis plus de 15 ans (Burdin 1994, Ibanez 2000, Allaire 2003, Guillard 2005). Cette approche morpho-fonctionnelle est indispensable pour :

- affiner les diagnostics liés aux pathologies des surfaces articulaires
- développer de nouvelles prothèses
- proposer de nouveaux protocoles de rééducation fonctionnelle pour le diagnostic et le suivi
- proposer des plannings pré-opératoires simulant le résultat fonctionnel de la chirurgie à réaliser

Dans ce contexte, la notion de cohérence articulaire semble au cœur de la problématique. Elle permet d'évaluer le bon fonctionnement d'une articulation au cours du mouvement, elle permet aussi de comparer différents protocoles d'acquisition de mouvement par marqueurs externes, bien connus pour fournir des positions erronées des structures osseuses sous-jacentes (Schwartz 2013). Entre d'autres termes, elle permet d'apprécier la qualité d'un mouvement.

D'un point de vue clinique, l'amélioration du geste thérapeutique a pour vocation d'améliorer le quotidien des personnes qui souffrent de pathologies des surfaces articulaires et dans de nombreux cas permettre à ces patients de retrouver une certaine autonomie. Dans ces travaux de thèse nous nous sommes attelés à décrire et quantifier le comportement des rapports entre deux surfaces articulaires en mouvement relatif en suivant une approche morpho-fonctionnelle. Nous avons répondu à deux questions principales :

- Est-il possible de rendre compte de la qualité d'un mouvement par des indices temporels quantifiés de cohérence articulaire.
- Dans la mesure où les techniques par marqueurs externes sont peu précises, y a-t-il une alternative aux techniques de corrections (Chèze 1995, Söderkvist 1993, Alexander 2001) afin de simuler le mouvement de flexion du genou en prenant en compte la morphologie.

Le développement de l'argumentation est organisé en 5 chapitres.

Le premier chapitre de ces travaux présente en particulier les différentes modalités d'acquisitions du mouvement et de traitement de l'information de la littérature. Les systèmes d'acquisition sont soit dédiés à l'étude de la cinématique soit dédiés à l'étude la morphologie 3D. Ces différentes méthodes ont été classées selon 5 critères proposés par

(Jerbi 2012) (invasivité, précision, conditions naturelles, dynamicité et généricité). Toutes ces méthodes présentent des avantages et des inconvénients et il apparaît clairement aujourd'hui qu'aucun capteur actuel n'est optimisé pour à la fois accéder à la cinématique et à l'anatomie des segments en mouvement si on excepte l'utilisation de broches intra-corticales extrêmement invasives et interdites en France sur patients. Deux critères de classifications de ces méthodes nous sont cependant apparus comme essentiel dans la description des rapports entre les surfaces articulaires : la dynamicité et une invasivité réduite. Partant de ce constat, nous avons décidé de modéliser les mouvements des structures osseuses en partant de leur morphologie. Cette approche a été largement utilisée dans la littérature et a fait l'objet du deuxième chapitre de cette thèse.

Pour ce deuxième chapitre, nous sommes repartis d'un cadre théorique posé par un de nos prédécesseurs (Guillard 2005) pour l'étude morpho-fonctionnelle des articulations. Nous avons ainsi proposé une modélisation originale du mouvement de flexion du genou à partir d'une seule acquisition morphologique. Cette modélisation repose sur l'**hypothèse morpho-fonctionnelle** et met en évidence la présence d'un axe mobile au cours du mouvement s'opposant à l'axe statique Bicondylaire qui sert dans beaucoup d'études pour modéliser le mouvement fémoro-tibial (Churchill 1998).

. Cependant l'évaluation de cette modélisation n'aurait pas pu être complète sans la mise en place d'outils capables de qualifier et quantifier la cohérence articulaire au cours d'un mouvement.

Détecter les problèmes de cohérence articulaire a été un des enjeux majeurs de ces travaux de thèses. Le troisième chapitre de ce document regroupe un certain nombre de méthodes appliquées à la détection de collision entre 2 objets. En particulier, des tests effectués sur des données synthétiques et sur des données articulaires réelles nous ont permis de mettre en évidence certaines limitations d'un premier outil de cohérence articulaire développé par Schwartz. Cet outil prend en compte la distance moyenne entre 2 surfaces et tient compte du nombre de vis-à-vis. Si l'utilisation d'une distance moyenne permet de détecter une baisse de cohérence au cours du mouvement, il n'est pas possible d'en distinguer la source (collision ou dislocation). Partant de ce constat et de l'état de l'art effectué sur la mise en correspondance de 2 surfaces articulaires, nous avons ciblé les critères indispensables d'un meilleur outil de cohérence articulaire. Il doit :

- tenir compte de la géométrie de la surface articulaire
- détecter la nature du problème de cohérence articulaire
- ne pas dépendre d'un paramètre empirique tel qu'une distance seuil
- être générique à toutes les articulations

Afin de répondre du mieux possible à l'ensemble de ces critères, il nous a paru indispensable de conserver l'information relative au calcul de l'ensemble des distances entre les surfaces articulaires pour chaque instance du mouvement. L'originalité a été la mise en œuvre d'un mode de représentation de ces distributions temporelles de distances. C'est l'objet principal du chapitre 4 de ce manuscrit qui présente 2 indices complémentaires qualitatif (*FoAC*) et quantitatif (*IoAC(t)*) reposant sur l'**hypothèse de cohérence articulaire**.

Enfin le dernier chapitre regroupe l'ensemble des résultats concernant à la fois la validation des hypothèses de travail et la validation des outils. Grâce à différentes

expérimentations, nous avons montré que **notre modélisation morpho-fonctionnelle** était valide. Nous avons aussi pu mettre en avant la puissance des indices proposés qui sont capables de différencier plusieurs états ligamentaires d'une même articulation. Ces outils ne dépendant d'aucun a priori sont parfaitement transposables à l'ensemble des articulations. Les tests effectués sur l'articulation huméro-ulnaire et présentés au chapitre 3 pour expliquer le fonctionnement des indices, montrent cette généralité. Ils nous ont permis de classer et d'évaluer la qualité des simulations de rotations autour de 3 axes différents de flexion du coude (Axe morpho-fonctionnel de la trochlée, axe corrigé et axe palpé). Nous avons également comparé notre modélisation à une pseudo-cinématique et à une cinématique réelle et avons constaté que la modélisation proposée évoluait dans les mêmes gammes de distances que la cinématique réelle. Il apparaît donc que la morphologie osseuse joue un rôle important dans la réalisation du mouvement.

Concernant la modélisation, nous devons cependant nuancer nos propos dans la mesure où nous avons fait un focus sur les rapports inter-osseux sans tenir compte de l'environnement tissulaire. Une prise en compte de ces éléments serait intéressante pour décrire plus précisément le mouvement fémoro-tibial en particulier (Reference de Dumas-voir thèse CIFRE en cours). C'est une première piste d'amélioration du modèle.

Concernant les outils, plusieurs applications sont envisageables pour la suite. Il serait notamment intéressant de comparer les résultats obtenus sur une articulation saine et sur articulation pathologique. Jusqu'à présent, la seule situation pathologique que nous ayons testée reposait sur un état ligamentaire dégradé avec la résection du ligament croisé antérieur. Nous n'avons jamais testé de données pour lesquels les surfaces articulaires étaient pathologiques. L'application de nos méthodes à une base de données comportant des sujets sains et pathologiques pourrait être intéressante afin de mettre en évidence des groupes ou des tendances qui pourraient traduire un état sain ou un état pathologique.

Bibliographie

- Alexander, E J, et T P Andriacchi. 2001. « Correcting for Deformation in Skin-Based Marker Systems ». *Journal of Biomechanics* 34 (3) (mars): 355-361.
- Allaire, S., V. Burdin, J. -J Jacq, G. Moineau, E. Stindel, et C. Roux. 2007. « ROBUST QUADRIC FITTING AND MENSURATION COMPARISON IN A MAPPING SPACE APPLIED TO 3D MORPHOLOGICAL CHARACTERIZATION OF ARTICULAR SURFACES ». In *4th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2007. ISBI 2007*, 972-975. doi:10.1109/ISBI.2007.357016.
- Andriacchi, T P, E J Alexander, M K Toney, C Dyrby, et J Sum. 1998. « A Point Cluster Method for in Vivo Motion Analysis: Applied to a Study of Knee Kinematics ». *Journal of Biomechanical Engineering* 120 (6) (décembre): 743-749.
- Arbabi, Ehsan, Ronan Boulic, et Daniel Thalmann. 2009. « Fast collision detection methods for joint surfaces ». *Journal of Biomechanics* 42 (2) (janvier): 91-99. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.10.017.
- Asano, Taiyo, Masao Akagi, et Takashi Nakamura. 2005. « The Functional Flexion-Extension Axis of the Knee Corresponds to the Surgical Epicondylar Axis: In Vivo Analysis Using a Biplanar Image-Matching Technique ». *The Journal of Arthroplasty* 20 (8) (décembre): 1060-1067. doi:10.1016/j.arth.2004.08.005.
- Ateshian, G.A., M.P. Rosenwasser, et V.C. Mow. 1992. « Curvature characteristics and congruence of the thumb carpometacarpal joint: Differences between female and male joints ». *Journal of Biomechanics* 25 (6) (juin): 591-607. doi:10.1016/0021-9290(92)90102-7.
- Bergen, Gino van den, Gino Van, et Den Bergen. 1998. « Efficient Collision Detection of Complex Deformable Models using AABB Trees ». *J. Graphics Tools* 2.
- Besier, Thor F, Daina L Sturnieks, Jacques A Alderson, et David G Lloyd. 2003. « Repeatability of Gait Data Using a Functional Hip Joint Centre and a Mean Helical Knee Axis ». *Journal of Biomechanics* 36 (8) (août): 1159-1168.
- Blankevoort, L, R Huiskes, et A de Lange. 1990. « Helical Axes of Passive Knee Joint Motions ». *Journal of Biomechanics* 23 (12): 1219-1229.
- Boileau, P, et G Walch. 1997. « The Three-Dimensional Geometry of the Proximal Humerus. Implications for Surgical Technique and Prosthetic Design ». *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume* 79 (5) (septembre): 857-865.
- Brochard, S, M Lempereur, et O Rémy-Néris. 2011. « Accuracy and Reliability of Three Methods of Recording Scapular Motion Using Reflective Skin Markers ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine* 225 (1) (janvier): 100-105.
- Cappello, A., R. Stagni, S. Fantozzi, et A. Leardini. 2005. « Soft tissue artifact compensation in knee kinematics by double anatomical landmark calibration: performance of a novel method during selected motor tasks ». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 52 (6): 992-998. doi:10.1109/TBME.2005.846728.
- Cappello, Angelo, Aurelio Cappozzo, Pier Francesco La Palombara, Luigi Lucchetti, et Alberto Leardini. 1997. « Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation ». *Human Movement Science* 16 (2-3) (avril): 259-274. doi:10.1016/S0167-9457(96)00055-3.
- Cappozzo, A, F Catani, A Leardini, M G Benedetti, et U Della Croce. 1996. « Position and Orientation in Space of Bones during Movement: Experimental Artefacts ». *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 11 (2) (mars): 90-100.
- Castaing, Jean, et Philippe Burdin. 1975. *Anatomie fonctionnelle de l'appareil locomoteur: le genou*. E.R.P.I.

- Charlton, I W, et G R Johnson. 2001. « Application of Spherical and Cylindrical Wrapping Algorithms in a Musculoskeletal Model of the Upper Limb ». *Journal of Biomechanics* 34 (9) (septembre): 1209-1216.
- Chen, E., R.E. Ellis, J.T. Bryant, et J.F. Rudan. 2001. « A computational model of postoperative knee kinematics ». *Medical Image Analysis* 5 (4) (décembre): 317-330. doi:10.1016/S1361-8415(01)00049-4.
- Chèze, L, B J Fregly, et J Dimnet. 1995. « A Solidification Procedure to Facilitate Kinematic Analyses Based on Video System Data ». *Journal of Biomechanics* 28 (7) (juillet): 879-884.
- Chou, Wusheng, et Jing Xiao. 2006. « Real-time and Accurate Multiple Contact Detection between General Curved Objects ». In *2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 556-561. doi:10.1109/IROS.2006.282364.
- Churchill, D L, S J Incavo, C C Johnson, et B D Beynnon. 1998. « The Transepicondylar Axis Approximates the Optimal Flexion Axis of the Knee ». *Clinical Orthopaedics and Related Research* (356) (novembre): 111-118.
- Cresson, Thierry. 2005. *Recalage rigide simultané multi-objets: contribution à l'analyse morpho-fonctionnelle robuste des systèmes ostéo-articulaires*.
- D'Agostino, Ralph B. 1986. *Goodness-of-Fit-Techniques*. Taylor & Francis.
- Della Croce, Ugo, Alberto Leardini, Lorenzo Chiari, et Aurelio Cappozzo. 2005a. « Human Movement Analysis Using Stereophotogrammetry. Part 4: Assessment of Anatomical Landmark Misplacement and Its Effects on Joint Kinematics ». *Gait & Posture* 21 (2) (février): 226-237. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.05.003.
- . 2005b. « Human Movement Analysis Using Stereophotogrammetry. Part 4: Assessment of Anatomical Landmark Misplacement and Its Effects on Joint Kinematics ». *Gait & Posture* 21 (2) (février): 226-237. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.05.003.
- Duck, Teresa R, Louis M Ferreira, Graham J W King, et James A Johnson. 2004. « Assessment of Screw Displacement Axis Accuracy and Repeatability for Joint Kinematic Description Using an Electromagnetic Tracking Device ». *Journal of Biomechanics* 37 (1) (janvier): 163-167.
- Duprey, Sonia, Laurence Cheze, et Raphaël Dumas. 2010. « Influence of Joint Constraints on Lower Limb Kinematics Estimation from Skin Markers Using Global Optimization ». *Journal of Biomechanics* 43 (14) (octobre 19): 2858-2862. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.06.010.
- Ehsan Arbabi, Salman Chagini. 2010. « Penetration depth method--novel real-time strategy for evaluating femoroacetabular impingement. » *Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society* 28 (7): 880-6. doi:10.1002/jor.21076.
- Feduccia, Alan, Edward McCrady, et Theodore W Torrey. 1991. *Torrey's Morphogenesis of the Vertebrates*. New York: J. Wiley.
- Fick, Rudolf. 1904. *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke unter Berücksichtigung der bewegenden Muskeln*. Gustav Fischer.
- Fitzgibbon, A., M. Pilu, et R.B. Fisher. 1999. « Direct least square fitting of ellipses ». *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 21 (5): 476-480. doi:10.1109/34.765658.
- Freedman, David, et Persi Diaconis. 1981. « On the histogram as a density estimator:L2 theory ». *Probability Theory and Related Fields* 57 (4) (décembre 21): 453-476. doi:10.1007/BF01025868.
- Goodman, Jacob E, et Joseph O'Rourke. 2004. *Handbook of Discrete and Computational Geometry*. Boca Raton: Chapman & Hall/CRC.
- Gottschalk, S., M. C. Lin, et D. Manocha. 1996. *OBTree: A Hierarchical Structure for Rapid Interference Detection*.
- Hagemeister, Nicola, Raymond Long, L'Hocine Yahia, Nicolas Duval, Wilfried Krudwig, Ulrich Witzel, et Jacques A de Guise. 2002. « Quantitative Comparison of Three Different Types of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Methods: Laxity and 3-D Kinematic Measurements ». *Bio-Medical Materials and Engineering* 12 (1): 47-57.
- Halir, Radim. 2000. *Robust Bias-Corrected Least Squares Fitting Of Ellipses*.

- Hamilton, Gordon Robert. 1996. « Joint Congruity and the Congruous Range of Motion Applied to Displaced Intra-Articular Calcaneal Fractures ». <http://dspace.ucalgary.ca/jspui/handle/1880/29057>.
- Hébert, Luc J., Hélène Moffet, Marie Dufour, et Christian Moisan. 2003. « Acromiohumeral Distance in a Seated Position in Persons with Impingement Syndrome ». *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 18 (1): 72–79. doi:10.1002/jmri.10327.
- Hill, A M, A M J Bull, A L Wallace, et G R Johnson. 2008. « Qualitative and Quantitative Descriptions of Glenohumeral Motion ». *Gait & Posture* 27 (2) (février): 177–188. doi:10.1016/j.gaitpost.2007.04.008.
- Hill, P F, V Vedi, A Williams, H Iwaki, V Pinskerova, et M A Freeman. 2000. « Tibiofemoral Movement 2: The Loaded and Unloaded Living Knee Studied by MRI ». *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume* 82 (8) (novembre): 1196–1198.
- Hiss, E., et B. Schwerbrock. 2008. « Untersuchungen zur räumlichen Form der Femurkondylen ». *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 118 (03) (mars 18): 396–404. doi:10.1055/s-2008-1053523.
- Hollister, A M, S Jatana, A K Singh, W W Sullivan, et A G Lupichuk. 1993. « The Axes of Rotation of the Knee ». *Clinical Orthopaedics and Related Research* (290) (mai): 259–268.
- Hoshino, Yuichi, et Scott Tashman. 2012. « Internal Tibial Rotation during in Vivo, Dynamic Activity Induces Greater Sliding of Tibio-Femoral Joint Contact on the Medial Compartment ». *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA* 20 (7) (juillet): 1268–1275. doi:10.1007/s00167-011-1731-6.
- Iwaki, H, V Pinskerova, et M A Freeman. 2000. « Tibiofemoral Movement 1: The Shapes and Relative Movements of the Femur and Tibia in the Unloaded Cadaver Knee ». *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume* 82 (8) (novembre): 1189–1195.
- Jacq, Jean-José, Thierry Cresson, Valérie Burdin, et Christian Roux. 2008. « Performing Accurate Joint Kinematics from 3-D in Vivo Image Sequences through Consensus-Driven Simultaneous Registration ». *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering* 55 (5) (mai): 1620–1633. doi:10.1109/TBME.2008.918580.
- Jacq, Jean-José, Cédric Schwartz, Valérie Burdin, Romain Gérard, Christian Lefèvre, Christian Roux, et Olivier Rémy-Néris. 2010. « Building and Tracking Root Shapes ». *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering* 57 (3) (mars): 696–707. doi:10.1109/TBME.2009.2022404.
- Jerbi, Taha. 2012. « Recalage de structures tridimensionnelles à partir d'acquisitions stéréoradiographiques basse dose. Application à l'estimation de mouvements humains ». Mémoires, Thèses et HDR, Centre pour la communication scientifique directe. <http://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00719664>.
- Johnson, Norman Lloyd, Samuel Kotz, et N Balakrishnan. 1994. *Continuous Univariate Distributions*. New York: Wiley.
- Kamina, Pierre. 2006. *Anatomie clinique*. Paris: Maloine.
- Kanamori, A, S L Woo, C B Ma, J Zeminski, T W Rudy, G Li, et G A Livesay. 2000. « The Forces in the Anterior Cruciate Ligament and Knee Kinematics during a Simulated Pivot Shift Test: A Human Cadaveric Study Using Robotic Technology ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association* 16 (6) (septembre): 633–639. doi:10.1053/jars.2000.7682.
- Kapandji, Ibrahim Adalbert. 2009. *Anatomie fonctionnelle. 2, 2.* Paris: Maloine.
- Kessler, Oliver, Lutz Dürselen, Scott Banks, Henrich Mannel, et Frédéric Marin. 2007. « Sagittal curvature of total knee replacements predicts in vivo kinematics ». *Clinical Biomechanics* 22 (1) (janvier): 52–58. doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.07.011.
- Klein, Paul, et Peter Sommerfeld. 2008. *Biomécanique des membres inférieurs: bases et concepts, bassin, membres inférieurs*. Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson.

- Kralovic, Barbara Jean. 2000. « The Effect of Patellofemoral Kinematics on Joint Congruence and Cartilage Stresses ». <http://dspace.ucalgary.ca/jspui/handle/1880/42571>.
- Leardini, Alberto, Lorenzo Chiari, Ugo Della Croce, et Aurelio Cappozzo. 2005. « Human Movement Analysis Using Stereophotogrammetry. Part 3. Soft Tissue Artifact Assessment and Compensation ». *Gait & Posture* 21 (2) (février): 212-225. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.05.002.
- Leboucher, Julien, Mathieu Lempereur, Joël SAVÉAN, Valérie BURDIN, et Olivier Rémy-Néris. 2010. « Location of the ulno-humeral joint axis based on anatomical landmarks ». In *CAOS 2012 : 10th Conference on Computer Assisted Orthopaedic Surgery*. Paris, France. <http://hal.archives-ouvertes.fr/hal-00855531>.
- Leboucher, Julien, Cédric Schwartz, Sylvain Brochard, Valérie Burdin, et Olivier Rémy-Néris. 2009. « Evaluation of Elbow Biomechanical Models Using Data Fusion: Application to Elbow Flexion ». <http://orbi.ulg.ac.be/handle/2268/82998>.
- Lempereur, Mathieu, Sylvain Brochard, Valérie Burdin, et Olivier Rémy-néris. 2010. « Difference between Palpation and Optoelectronics Recording of Scapular Motion ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 13 (1) (février): 49-57. doi:10.1080/10255842.2010.491955.
- Lempereur, Mathieu, Fabien Leboeuf, Sylvain Brochard, Jean Rousset, Valérie Burdin, et Olivier Rémy-Néris. 2010. « In Vivo Estimation of the Glenohumeral Joint Centre by Functional Methods: Accuracy and Repeatability Assessment ». *Journal of Biomechanics* 43 (2) (janvier 19): 370-374. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.09.029.
- Matsui, Kazuhisa, Kazushi Shimada, et Paul D Andrew. 2006. « Deviation of Skin Marker from Bone Target during Movement of the Scapula ». *Journal of Orthopaedic Science: Official Journal of the Japanese Orthopaedic Association* 11 (2) (mars): 180-184. doi:10.1007/s00776-005-1000-Y.
- McClure, P W, L A Michener, B J Sennett, et A R Karduna. 2001. « Direct 3-Dimensional Measurement of Scapular Kinematics during Dynamic Movements in Vivo ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]* 10 (3) (juin): 269-277. doi:10.1067/mse.2001.112954.
- Medalla, Greg Anthony, Pradeep Moonot, Tamlyn Peel, Yegappan Kalairajah, et Richard E Field. 2009. « Cost-Benefit Comparison of the Oxford Knee Score and the American Knee Society Score in Measuring Outcome of Total Knee Arthroplasty ». *The Journal of Arthroplasty* 24 (4) (juin): 652-656. doi:10.1016/j.arth.2008.03.020.
- Menschik, A. 1974. « [Mechanics of the knee-joint. 1 (author's transl)] ». *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 112 (3) (juin): 481-495.
- Miller, M C, R A Berger, A J Petrella, A Karmas, et H E Rubash. 2001. « Optimizing Femoral Component Rotation in Total Knee Arthroplasty ». *Clinical Orthopaedics and Related Research* (392) (novembre): 38-45.
- N, Aspert, D. Santa-Cruz, et T. Ebrahimi. 2002. « MESH: measuring errors between surfaces using the Hausdorff distance ». In *2002 IEEE International Conference on Multimedia and Expo, 2002. ICME '02. Proceedings*, 1:705-708 vol.1. doi:10.1109/ICME.2002.1035879.
- Olcott, C W, et R D Scott. 1999. « The Ranawat Award. Femoral Component Rotation during Total Knee Arthroplasty ». *Clinical Orthopaedics and Related Research* (367) (octobre): 39-42.
- Pearson, K. 1895. *Contributions to the Mathematical Theory of Evolution. II. Skew Variation in Homogeneous Material*. Royal Society of London. <http://archive.org/details/philtrans06840806>.
- Qi, Wei, Ali Hosseini, Tsung-Yuan Tsai, Jing-Sheng Li, Harry E. Rubash, et Guoan Li. 2013. « In vivo kinematics of the knee during weight bearing high flexion ». *Journal of Biomechanics* 46 (9) (mai 31): 1576-1582. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.03.014.

- Quinlan, S. 1994. « Efficient distance computation between non-convex objects ». In , 1994 *IEEE International Conference on Robotics and Automation, 1994. Proceedings*, 3324-3329 vol.4. doi:10.1109/ROBOT.1994.351059.
- Ragoubi Hor, R., V. Burdin, T. Jerbi, et O. Rémy-Néris. 2012. « Pré-traitement d'un volume IRM par filtrage anisotrope robuste pour la segmentation de l'épaule ». *IRBM* 33 (1) (février): 11-17. doi:10.1016/j.irbm.2011.12.002.
- Ramsey, D K, P F Wretenberg, D L Benoit, M Lamontagne, et G Németh. 2003. « Methodological Concerns Using Intra-Cortical Pins to Measure Tibiofemoral Kinematics ». *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA* 11 (5) (septembre): 344-349. doi:10.1007/s00167-003-0388-1.
- Rehder, U. 1983. « Morphometrical Studies on the Symmetry of the Human Knee Joint: Femoral Condyles ». *Journal of Biomechanics* 16 (5): 351-361.
- Robinson, James, Lionel Carrat, Carinne Granchi, et Philippe Colombet. 2007. « Influence of Anterior Cruciate Ligament Bundles on Knee Kinematics: Clinical Assessment Using Computer-Assisted Navigation ». *The American Journal of Sports Medicine* 35 (12) (décembre): 2006-2013. doi:10.1177/0363546507308547.
- Röstlund, T, L Carlsson, B Albrektsson, et T Albrektsson. 1989. « Morphometrical Studies of Human Femoral Condyles ». *Journal of Biomedical Engineering* 11 (6) (novembre): 442-448.
- Schwartz, Cédric, Fabien Leboeuf, Olivier Rémy-Néris, Sylvain Brochard, Mathieu Lempereur, et Valérie Burdin. 2013a. « Detection of Incoherent Joint State due to Inaccurate Bone Motion Estimation ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 16 (2): 165-174. doi:10.1080/10255842.2011.613379.
- . 2013b. « Detection of Incoherent Joint State due to Inaccurate Bone Motion Estimation ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 16 (2): 165-174. doi:10.1080/10255842.2011.613379.
- Scott, David W. 1979. « On Optimal and Data-Based Histograms ». *Biometrika* 66 (3) (décembre): 605. doi:10.2307/2335182.
- Sheehan, Frances T. 2007. « The Finite Helical Axis of the Knee Joint (a Non-Invasive in Vivo Study Using Fast-PC MRI) ». *Journal of Biomechanics* 40 (5): 1038-1047. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.04.006.
- Sholukha, V, T Chapman, P Salvia, F Moiseev, F Euran, M Rooze, et S Van Sint Jan. 2011. « Femur Shape Prediction by Multiple Regression Based on Quadric Surface Fitting ». *Journal of Biomechanics* 44 (4) (février 24): 712-718. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.10.039.
- Söderkvist, Inge, et Per-Åke Wedin. 1993. « Determining the movements of the skeleton using well-configured markers ». *Journal of Biomechanics* 26 (12) (décembre): 1473-1477. doi:10.1016/0021-9290(93)90098-Y.
- Soslowsky, L J, E L Flatow, L U Bigliani, R J Pawluk, G A Ateshian, et V C Mow. 1992. « Quantitation of in Situ Contact Areas at the Glenohumeral Joint: A Biomechanical Study ». *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society* 10 (4) (juillet): 524-534. doi:10.1002/jor.1100100407.
- Stiehl, J B, et B D Abbott. 1995. « Morphology of the Transepicondylar Axis and Its Application in Primary and Revision Total Knee Arthroplasty ». *The Journal of Arthroplasty* 10 (6) (décembre): 785-789.
- Sturges, Herbert A. 1926. « The Choice of a Class Interval ». *Journal of the American Statistical Association* 21 (153): 65-66. doi:10.1080/01621459.1926.10502161.
- Van de Giessen, Martijn, Geert J Streekstra, Simon D Strackee, Mario Maas, Kees A Grimbergen, Lucas J van Vliet, et Frans M Vos. 2009. « Constrained Registration of the Wrist Joint ». *IEEE Transactions on Medical Imaging* 28 (12) (décembre): 1861-1869. doi:10.1109/TMI.2009.2021432.

-
- Van den Bogert, A J, C Reinschmidt, et A Lundberg. 2008. « Helical Axes of Skeletal Knee Joint Motion during Running ». *Journal of Biomechanics* 41 (8): 1632-1638. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.03.018.
- Weber, Wilhelm Eduard. 1836. *Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge: eine anatomisch-physiologische Untersuchung*. Dieterich.
- Wolf, Alon, Branislav Jaramaz, et Patricia E Murtha. 2008. « Fully Automated Computer Algorithm for Calculating Articular Contact Points with Application to Knee Biomechanics ». *Medical & Biological Engineering & Computing* 46 (3) (mars): 233-240. doi:10.1007/s11517-007-0297-4.
- Wolff, Julius. 2010. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Berlin: Pro Business.
- Wu, G, et P R Cavanagh. 1995. « ISB Recommendations for Standardization in the Reporting of Kinematic Data ». *Journal of Biomechanics* 28 (10) (octobre): 1257-1261.
- Yoshino, Nobuyuki, Shinro Takai, Yasuo Ohtsuki, et Yasusuke Hirasawa. 2001. « Computed tomography measurement of the surgical and clinical transepicondylar axis of the distal femur in osteoarthritic knees ». *The Journal of Arthroplasty* 16 (4) (juin): 493-497. doi:10.1054/arth.2001.23621.
- Yoshioka, Y, D Siu, et T D Cooke. 1987. « The Anatomy and Functional Axes of the Femur ». *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 69 (6) (juillet): 873-880.
- Zollei, L., E. Grimson, A. Norbash, et W. Wells. 2001. « 2D-3D rigid registration of X-ray fluoroscopy and CT images using mutual information and sparsely sampled histogram estimators ». In *Proceedings of the 2001 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, 2001. CVPR 2001*, 2:II-696-II-703 vol.2. doi:10.1109/CVPR.2001.991032.
- Web a : <http://commons.wikimedia.org/wiki/File:AxesPlansAnatomie.png>
- Web b : http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Anatomical_directions_%28fr%29.svg
- Web c : <https://www.kenhub.com/en/atlas/acetabulum>
- Web d : http://clge.fr/article-album-photo.php3?id_article=69&debut_image=3